



FACULDADE DE  
CIÊNCIAS E TECNOLOGIA  
UNIVERSIDADE NOVA DE LISBOA

DEPARTAMENTO DE FÍSICA

# Concepção de um Aparelho de Medição 3D da Coluna Vertebral

---

Desenvolvimento de um Software de Detecção  
de Apófises Espinhas e Cálculo da Distância  
Ântero-Posterior

Por:

**António de Almeida Lima Trigo Jordão**

Dissertação apresentada na Faculdade de Ciências e Tecnologia da Universidade Nova de Lisboa para obtenção do grau de Mestre em Engenharia Biomédica.

A presente dissertação foi desenvolvida com a colaboração da empresa NGNS – Ingenious Solutions.

Orientador: Professor Doutor Pedro Manuel Vieira

Co-orientadora: Dr.<sup>a</sup> Cláudia Quaresma

Lisboa

2010

## Agradecimentos

A elaboração desta tese de dissertação não teria sido possível sem o apoio e ajuda de muitas pessoas.

Em primeiro lugar queria agradecer à minha família pelo apoio incondicional e paciência que tiveram comigo ao longo destes anos, dando-me todas as condições para conseguir terminar o curso.

Gostava também de agradecer ao Prof. Pedro Vieira pela orientação prestada ao longo deste trabalho, pela sua disponibilidade e paciência em guiar-me no caminho correcto, mesmo quando me encontrei perdido.

Queria também agradecer à minha co-orientadora Dra. Cláudia Quaresma pela disponibilidade, ideias e prontidão em ajudar no que fosse necessário.

Queria ainda agradecer aos meus orientadores pela revisão realizada tanto a esta dissertação como no artigo elaborado.

Não podia deixar de agradecer ao pessoal da NGNS, Manuela Cotrim, Pedro Duque, João Mendes e Nuno Pinto por todo o apoio prestado. Sem eles esta dissertação não seria a mesma coisa.

E é claro que tenho de agradecer aos meus amigos pelo apoio dado, compreensão e paciência. Todo o esforço posto neste trabalho valeu a pena !!!

## Resumo

A presente tese de dissertação tem como objectivo principal construir um equipamento semi-automático e não invasivo de detecção da posição do vértice das apófises espinhosas. Os dados recolhidos desta detecção serão utilizados numa análise tridimensional da coluna vertebral, na posição vertical. Este projecto apresenta-se como uma evolução ao Métrica Vertebral, onde se pretende automatizar e reduzir o tempo de aquisição de dados. Devido à complexidade na construção deste equipamento, o projecto foi dividido em três projectos individuais: Movimento e controlo mecânico; Construção de um componente de medição de distâncias sem contacto; Modelação matemática e interface com o utilizador.

Nesta dissertação será abordado o tema “Construção de um componente de medição de distâncias sem contacto”, tendo sido criado um software, que utiliza uma câmara de vídeo axial e um laser não axial para detectar pontos previamente marcados nas apófises espinhosas dos indivíduos a estudar. Depois de detectados os pontos por processamento de imagem, o software calcula as suas coordenadas e dá instruções aos posicionadores mecânicos para que a marca do laser se sobreponha ao ponto. Nestas condições é calculada a terceira coordenada do vértice da apófise espinhosa e são guardadas as suas coordenadas espaciais.

Com este equipamento conseguiu-se medir distâncias entre os 0,2 mm até 75 mm com um erro máximo absoluto de 1,3 mm na distância ântero-posterior, 0,6 mm na coordenada horizontal e 0,4 mm na coordenada vertical. A limitação dos 75 mm refere-se ao limite da profundidade de foco da lente usada, sendo o limite máximo de medição teórico de 190 mm. Uma aquisição demora cerca de 2 minutos, podendo este tempo ser melhorado se for alterada a linguagem de programação. Contudo com este equipamento pode realizar-se várias aquisições rapidamente, o que permite um estudo dinâmico da postura.

## Abstract

The main goal of this dissertation was to construct a semi-automatic and non-invasive equipment for detection of the position of the spinous process. The data collected by the instrument was used in a three-dimensional analysis of the spine, in a standing position. This project presents itself as an evolution of the existent Vertebral Metrics, where it was intended to automate and reduce the data acquisition process. Due to the complexity in the manufacturing of this equipment, the initial project was divided into three individual projects: "Motion and machine control; "Construction of a distance measurement component without contact", and "Mathematical model and User Interface".

The theme presented in this dissertation was the second referred: "Construction of a distance measurement component without contact". For this purpose, an application was developed using a video camera and a laser beam to detect previously marked points on the spinal processes of the individuals under study. After the detection of the points by image processing, the application calculates its coordinates and gives instructions to the mechanical positioners so they can move and make the laser mark overlap the points marked on the skin. In these conditions the third coordinate is calculated and the spatial coordinates of the spinal process are stored.

With this equipment the measurement of distances between 0,2 mm to 75 mm with a maximum absolute error of 1,3 mm in the anteroposterior distance, 0,6 mm in the horizontal coordinate and 0,4 mm in the vertical coordinate. The limitation of 75 mm refers to a maximum focus depth of the lens used, and the theoretical limit of measurement is of 190 mm. An acquisition took about 2 minutes; this time can be improved with the use of another programming language. The equipment is capable of performing consecutive sweeps quickly, which allows a dynamic study of the posture.

## Simbologia e Notação

$D_i$  – Distância da imagem

$D_o$  – Distância do objecto

$f$  – Comprimento focal

$D_s$  – Dimensão do sensor

$\alpha$  – ângulo do laser com a vertical

$a$  – altura do laser

$D$  – distância entre o centro focal da lente e o plano de intersecção do laser com o eixo central da câmara

$\Theta$  – ângulo de visão da câmara

$d$  – variação de distância relativamente ao plano de referência

$h$  – altura real da marca produzida pelo díodo laser

$i$  – incremento ou decremento que existe em metade do plano de visualização da câmara relativamente ao plano de referência

RGB – abreviatura de sistema de cores aditivas R (red) – vermelho, G (green) – verde e B (blue) – azul

## Índice

Agradecimentos .....	ii
Resumo .....	iii
Abstract .....	iv
Simbologia e Notação .....	v
Índice .....	vi
Índice de Ilustrações .....	ix
Índice de Tabelas.....	xi
Índice de Algoritmos .....	xi
<b>Capítulo 1: Introdução.....</b>	<b>1</b>
1.1 Enquadramento .....	1
1.2 Importância do trabalho desenvolvido .....	2
1.3 Objectivos .....	2
1.4 Estrutura da dissertação .....	3
<b>Capítulo 2: Revisão da Literatura .....</b>	<b>4</b>
2.1 A Coluna vertebral .....	4
2.2 Técnicas e instrumentos utilizados na análise da coluna vertebral.....	5
2.2.1 Métodos invasivos .....	5
2.2.2 Métodos não invasivos .....	6
2.2.2 Métrica Vertebral .....	7
2.3 Formas de medir distâncias .....	8
<b>Capítulo 3: Detecção das Apófises Espinhasas.....</b>	<b>11</b>
3.1 Processo de detecção das Apófises Espinhasas (Vértebras).....	11
3.2 Câmara .....	13
3.2.1 Comprimento Focal .....	14
3.2.2 Ângulo de Visão .....	14
3.2.3 Abertura da Objectiva .....	16
3.2.4 Profundidade de Campo.....	16
3.2.4 Aquisição da imagem .....	16
3.3 Marcador do Vértice das Apófises Espinhasas .....	17

3.4 Iluminação .....	17
3.4.1 Escolha da iluminação.....	18
3.5 Medir as distâncias: Díodo Laser .....	18
3.6 Introdução ao Matlab .....	22
<b>Capítulo 4: Algoritmo de Detecção.....</b>	<b>24</b>
4.1 Testes para a escolha do Marcador .....	24
4.2 Processamento e análise de Imagens .....	27
4.2.1 Definição de imagem.....	27
4.2.2 Processamento e análise de imagem.....	27
4.2.3 Etapas do processamento de imagem utilizado na detecção das apófises espinhosas e da marca do laser díodo .....	28
4.3 Evolução dos algoritmos de detecção das apófises espinhosas e da marca do laser díodo .....	30
4.4 Algoritmo de detecção marca do laser díodo .....	32
4.5 Algoritmo de detecção das apófises espinhosas.....	35
<b>Capítulo 5: Programa.....</b>	<b>38</b>
5.1 Interface gráfica .....	38
5.2 Funcionamento do Programa.....	39
5.2.1 Algoritmo de aquisição de dados.....	40
5.2.2 Estrutura completa do funcionamento do programa .....	45
<b>Capítulo 6: Construção dos Componentes mecânicos.....</b>	<b>48</b>
6.1 Condições de construção dos suportes.....	48
6.2 Desenvolvimento dos suportes .....	49
6.2.1 Módulo de suporte do díodo laser .....	49
6.2.2 Módulo de suporte da iluminação .....	50
6.2.3 Módulo de suporte da câmara .....	51
<b>Capítulo 7: Calibração e Análise dos Resultados .....</b>	<b>52</b>
7.1 Calibração.....	52
7.2 Resultados / Discussão dos Resultados .....	55
7.2.1 Estudo da capacidade de medir a distância ântero-posterior (Y).....	55
7.2.2 Estudo das medidas retiradas no eixo horizontal (X) e vertical (Z).....	57
7.2.3 Repetibilidade das medições .....	58

<b>Capítulo 8: Conclusões e Perspectivas Futuras .....</b>	<b>60</b>
<b>Bibliografia.....</b>	<b>62</b>
<b>Anexo A.....</b>	<b>A</b>
Calibração.....	A
Repetibilidade .....	C
<b>Anexo B.....</b>	<b>D</b>
Comandos e Respostas.....	D
<b>Anexo C.....</b>	<b>H</b>
Desenho Técnico das Peças Construídas.....	H
<b>Anexo D.....</b>	<b>N</b>
Participação na 17ª Conferência Nacional de Física .....	N
Participação na International Conference on Biomedical Electronics and Devices (Biodevices 2011) .....	R
<b>Anexo E.....</b>	<b>Y</b>
Manual do Utilizador .....	Y



## Índice de Ilustrações

Figura 2.1: Curvaturas da coluna vertebral [8].....	4
Figura 2.1: Métrica Vertebral .....	7
Figura 2.2: Esquema do sistema de detecção de distâncias, através de triangulação. 2 $\theta$ – ângulo de visão da câmara, f – distância focal, b – distância entre o laser e o eixo central, R - resolução da câmara. [23] .....	10
Figura 3.1: Representação do equipamento (AutoCAD). Constituído por uma calha vertical, uma calha horizontal, suporte das lâmpadas (estrutura vermelha), suporte do laser (estrutura a amarela) e um suporte da câmara (estrutura azul) .....	11
Figura 3.2: Representação da forma de medir a terceira coordenada .....	12
Figura 3.3: Protótipo para os primeiros teste realizados .....	12
Figura 3.4: Câmara utilizada UI-1440C.....	13
Figura 3.5: Esquema de visualização do comprimento focal, O – centro focal da lente .....	14
Figura 3.6: Representação do ângulo de visão ( $\theta$ ) .....	15
Figura 3.7: Várias aberturas de uma objectiva.....	16
Figura 3.8: Matriz de Bayer [29].....	16
Figura 3.9: Lâmpada de Leds.....	18
Figura 3.10: Esquema para demonstrar o cálculo da distância ântero-posterior.....	19
Figura 3.11: Representação da distância máxima normal no eixo ântero-posterior ..	21
Figura 3.12: Representação da forma de medir a distância ântero-posterior, a recta verde representa o raio laser, as azuis o ângulo de visão da câmara, a vermelha o indivíduo em estudo e as pretas representam a variação máxima que se conseguirá medir. ....	22
Figura 4.1: Testes realizados na palma da mão primeira linha canetas de acetato, segunda linha canetas de filtro, terceira linha caneta cirúrgica e lápis de maquilhagem azul. a) Imagem em RGB, b) componente vermelha da imagem (R), c) componente verde da imagem (G), d) componente azul da imagem (B); Sequencia 1 com iluminação artificial, sequencia 2 iluminação natural.....	24
Figura 4.2: Testes realizados na palma da mão. Da esquerda para a direita, caneta de acetato azul, caneta cirúrgica azul, sinal castanho. a) Imagem em RGB, b) componente vermelha da imagem (R), c) componente verde da imagem (G), d) componente azul da imagem (B). ....	25
Figura 4.3: Imagem binarizada à esquerda, esquema de detecção por projecções à direita.....	30
Figura 4.4: Resultado da binarização. Imagem original à esquerda, imagem binarizada à direita. ....	33

Figura 4.5: Resultado da binarização dos pontos. Imagem original no topo, imagem binarizada em baixo.....	36
Figura 4.6: Aplicação de uma abertura à imagem. Imagem original no topo, resultado da abertura em baixo. ....	37
Figura 5.1: Interface gráfica.....	38
Figura 5.2: Esquema de funcionamento do programa desenvolvido.....	45
Figura 6.1: Representação 3D das estruturas projectadas, utilizando o AutoCad.....	49
Figura 6.2: Suporte de câmara CCD .....	49
Figura 6.3: À esquerda é apresentada a representação 3D da estrutura projectada para o laser díodo e filtros de densidade neutra, utilizando o AutoCad. Peça real do lado direito da imagem. ....	50
Figura 6.5: À esquerda é apresentada a representação 3D das estruturas projectadas para a fixação da iluminação, utilizando o AutoCad. Peça real do lado direito da imagem. .	50
Figura 6.4: À esquerda é apresentada a representação 3D da estrutura projectada para movimentação do laser díodo e filtros de densidade neutra, utilizando o AutoCad. Peça real do lado direito da imagem.....	50
Figura 6.6: À esquerda é apresentada a representação 3D das estruturas projectadas para a fixação da iluminação, utilizando o AutoCad. Peça real do lado direito da imagem. .	51
Figura 6.7: À esquerda é apresentada a representação 3D das estruturas projectadas, utilizando o Autocad. Peça real do lado direito da imagem.....	51
Figura 7.1: Caixa utilizada na calibração do equipamento de medida .....	52
Figura 7.2: Cálculo do ângulo de visão vertical da câmara .....	52
Figura 7.3: Representação da mira, imagem da esquerda. Alinhamento manual, imagem da direita. ....	53
Figura 7.4: Cálculo do ângulo do laser .....	54
Figura 7.5: Gráfico dos valores medidos em função dos valores reais .....	56
Figura 7.5: Costas artificiais criadas para os testes. Altura 55 cm Largura 30 cm. ...	58
Figura 7.6: Falhas na binarização dos pontos, devido à lixa. ....	58

### Índice de Tabelas

Tabela 4.1: Etapas do processamento de imagem utilizado .....	28
Tabela 7.1: Resultados dos testes da distância ântero-posterior .....	55
Tabela 7.2: Resultados dos testes da distância ântero-posterior (Cont.) .....	56
Tabela 7.3: Resultados dos testes das variações de distância na horizontal e na vertical .....	57
Tabela 7.4: Desvio padrão dos resultados analisados .....	58
Tabela A1: Valores retirados e calculados para a calibração do instrumento .....	A
Tabela A2: Ângulos de visão da câmara e ângulo do laser .....	B
Tabela A3: Variáveis do plano de referência .....	B
Tabela A3: Resultados do teste da repetibilidade .....	C
Tabela B1: Comandos e Respostas na comunicação RS232 .....	D
Tabela B2: Comandos e Respostas na comunicação RS232 (Cont.) .....	E

### Índice de Algoritmos

Algoritmo 4.1: Detecção das coordenadas da marca do Díodo laser .....	32
Algoritmo 4.2: Detecção das coordenadas das apófises espinhosas .....	35
Algoritmo 5.1: Aquisição de dados .....	40

## Capítulo 1: Introdução

A presente tese de dissertação tem como principal objectivo desenvolver um equipamento semi-automático e não invasivo de detecção da posição do vértice das apófises espinhosas, com a intenção de usar os dados recolhidos numa análise tridimensional da coluna vertebral. O equipamento desenvolvido é semi-automático pois o processo de marcação das apófises espinhosas é realizado por palpação por um profissional de saúde. Este projecto apresenta-se como evolução do Métrica Vertebral [1] tendo em vista uma população mais generalizada e uma recolha de dados mais rápida e fácil.

Devido à complexidade na construção deste equipamento, o projecto inicial foi dividido em três projectos individuais: Movimento e controlo mecânico, desenvolvido por Pedro Duque; Construção de um componente de medição de distâncias sem contacto, utilizando um díodo laser e processamento de imagem; Modelação matemática e interface com o utilizador, desenvolvido por Carla França. Nesta dissertação será abordado o segundo tema e serão feitas referências aos outros dois uma vez que o objectivo final do projecto é construir um equipamento totalmente funcional.

O software desenvolvido tem como finalidade detectar as marcas realizadas nas apófises espinhosas e calcular a sua distância ântero-posterior, a terceira coordenada espacial.

Em seguida será apresentado o enquadramento e objectivos desta tese de dissertação.

### 1.1 Enquadramento

As raquialgias são um grande problema na sociedade moderna e podem aparecer devido a vários factores, entre eles podemos destacar as malformações congénitas, vida sedentária, obesidade, postura incorrecta e exercício físico realizado de forma incorrecta. Cerca de 80% das pessoas a nível mundial é alvo de raquialgias em alguma altura da sua vida, e dessas pessoas 80 a 90% dos casos a dor tem origem em alterações mecânicas da coluna vertebral, assim sendo as raquialgias podem ser consideradas um problema de saúde publica. Realizar uma avaliação biomecânica da coluna vertebral torna-se essencial para tentar prevenir ou encontrar a origem do problema [1-4].

Existem vários instrumentos para avaliar a coluna vertebral contudo a maioria usa radiação ionizante e poucos são aqueles que conseguem fazer uma análise na posição vertical. O método mais usado no estudo da coluna na posição vertical é a radiografia, contudo este é um método invasivo [1,2,5].

O Métrica Vertebral é um instrumento, não invasivo, que foi construído com o objectivo de realizar a avaliação global da coluna vertebral na posição vertical. Este instrumento consegue identificar as coordenadas espaciais x, y e z de cada vértebra desde a primeira cervical até à primeira sacrada. Após a introdução destes dados num modelo matemático da coluna vertebral é possível avaliar o ângulo das curvaturas e desvios laterais, o que permite estudar as alterações biomecânicas da coluna vertebral [5].

Com este instrumento o examinador começa por marcar a projecção cutânea do vértice das apófises espinhosas, com um marcador. A avaliação começa com o posicionamento horizontal da primeira peça na região occipital, peça de referência. De seguida, é necessário mover cada peça e colocá-la em linha com cada uma das marcas das apófises espinhosas. O processo de posicionamento demora cerca de sete minutos após a marcação manual [1,5].

### 1.2 Importância do trabalho desenvolvido

Com esta tese pretende-se desenvolver o Métrica Vertebral, tornando a sua aquisição automática. Com este novo equipamento os exames serão mais rápidos, simples e terão uma melhor resolução. Como os exames serão mais rápidos poderão ser feitos vários varrimentos podendo ser estudados os ajustes dinâmicos da coluna vertebral. Os resultados retirados deste equipamento serão usados posteriormente numa reconstrução tridimensional da coluna, onde também poderão ser calculadas as forças exercidas sobre cada vértebra.

Do ponto de vista da Biomecânica este equipamento será uma mais-valia no estudo da coluna vertebral na posição vertical, em carga, com a vantagem de não ter efeitos nocivos no ser humano, ou seja, sem radiação ionizante.

### 1.3 Objectivos

O objectivo principal desta tese de mestrado é construir um componente de medição de distâncias sem contacto para calcular a terceira coordenada espacial das apófises espinhosas. Para isso será utilizado processamento de imagem e algum equipamento de imagem e suporte. Há quatro objectivos resultantes deste primeiro:

- Desenvolvimento do Software de processamento de imagem para calcular as distâncias ântero-posterior de cada apófise espinhosas.
- Concepção e desenho das peças necessárias ao suporte do equipamento utilizado e que permitam o acoplamento à estrutura mecânica.

- Desenvolvimento de um protocolo de comunicação entre o software de detecção e o de controlo da estrutura mecânica.
- Análise da capacidade de medição do equipamento

### 1.4 Estrutura da dissertação

No capítulo 1 é feita a introdução à dissertação, com a apresentação dos seus objectivos e enquadramento.

No capítulo 2 é realizada uma breve exposição dos equipamentos que existem na actualidade para medir a coluna vertebral. É demonstrado através desta apresentação que existe uma necessidade de um novo instrumento. Neste capítulo são ainda, apresentadas algumas formas de medir distâncias sem contacto.

No capítulo 3 é apresentado de forma geral o novo equipamento, assim como alguns conceitos de forma a entender o seu funcionamento. É demonstrada a forma de medir a distância ântero-posterior.

No capítulo 4 são apresentados os algoritmos desenvolvidos para a detecção dos pontos marcados e para a marca do díodo laser. Neste capítulo são introduzidos alguns conceitos de processamento de imagem de forma a facilitar a compreensão dos algoritmos desenvolvidos. É apresentado os resultados dos testes realizados na escolha dos marcadores, assim como é explicado de uma forma geral a evolução dos algoritmos de detecção.

No capítulo 5 é abordado o programa completo. É apresentada a interface gráfica, o algoritmo que realiza a aquisição de dados e a estrutura geral do programa.

O capítulo 6 é dedicado à construção das peças que serviram de suporte ao material utilizado na detecção. Sendo apresentado os desenhos realizados, assim como o resultado final das peças construídas.

No capítulo 7, é realizada a calibração e a análise da capacidade de medição do equipamento. Neste capítulo é ainda realizada a discussão dos resultados.

No capítulo 8 é apresentada a conclusão da dissertação e são apresentadas as perspectivas futuras para o instrumento construído.

## Capítulo 2: Revisão da Literatura

### 2.1 A Coluna vertebral

A coluna vertebral suporta e protege a medula espinhal assim como as suas raízes, permite a distribuição de cargas dos membros superiores para os membros inferiores e é flexível. Esta flexibilidade tem um papel crucial no movimento do tronco e na locomoção [7].

A coluna vertebral ou coluna raquidiana situa-se na porção posterior e mediana do tronco e divide-se em quatro porções: cervical, dorsal ou torácica, lombar e sacro-coccígea. É constituída por 33 ou 34 vértebras, sendo sete vértebras cervicais, doze vértebras dorsais, cinco vértebras lombares, cinco vértebras sagradas que se encontram unidas constituindo uma peça única, o sacro e quatro ou cinco vértebras coccígeas que também constituem uma peça única e formam o cóccix. As vértebras encontram-se interligadas por discos intervertebrais através dos seus corpos dando à coluna vertebral um comprimento médio de 75 cm. Além do corpo vertebral as vértebras possuem ainda um arco vertebral, apófises, lâminas e pedículos, estas estruturas protegem a medula espinhal, asseguram a estabilização da posição entre vértebras, e são pontos de ancoragem de ligamentos e músculos [7].

A coluna vertebral não é rectilínea, apresentando curvaturas ântero-posterior (ou sagitais) e laterais. As curvaturas ântero-posterior são quatro: curvatura cervical, convexa para diante (C1-C7); curvatura dorsal côncava para diante (T1-T12); curvatura lombar, convexa para diante (L1-L5); e a curvatura sacro-coccígea, côncava para diante (S1-S5). As curvaturas laterais menos pronunciadas e muito variáveis são normalmente três: curvatura cervical, convexa para a esquerda; curvatura dorsal, convexa para a direita; e a curvatura lombar, convexa para a esquerda [1].

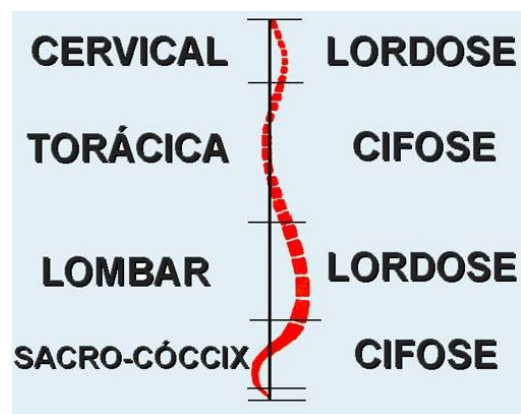


Figura 2.1: Curvaturas da coluna vertebral [8]

Às curvaturas descritas no parágrafo anterior atribui-se a designação de cifose se a curvatura for côncava relativamente à região anterior da coluna, e se a curvatura for convexa é atribuído a designação de lordose. Relativamente às curvaturas laterais no plano frontal é atribuída a designação de escoliose, quando os ângulos são considerados patológicos [7]. Quando a coluna vertebral não se encontra na sua posição normal anatómica, as curvaturas naturais acentuam-se (hiperlordose e hipercifose) ou atenuam-se (hipolordose e hipocifose).

As alterações biomecânicas da coluna podem ser um obstáculo para a estabilidade do controlo postural, já que podem interferir directamente no centro de massa do corpo humano [6]. Assim sendo é importante realizar a avaliação das curvaturas da coluna vertebral, para escolher a intervenção correcta.

## 2.2 Técnicas e instrumentos utilizados na análise da coluna vertebral

A Medicina tem ao seu dispor instrumentos para avaliar a coluna vertebral, podendo ser realizada uma avaliação a nível funcional ou morfológico. Numa abordagem a nível funcional, normalmente é avaliada a amplitude máxima dos movimentos executados pela coluna vertebral, esta análise pode ser realizada de forma contínua ou apenas nas posições de amplitude máxima e nula. Neste tipo de análise não existe uma quantificação dos resultados. Para realizar uma análise da coluna vertebral com mais precisão, isto é de forma quantificável, utiliza-se uma abordagem ao nível morfológico (anatômico).

### 2.2.1 Métodos invasivos

Actualmente, o método mais utilizado no estudo da coluna vertebral é o método de Cobb. Foi desenvolvido em 1948 e recorre às radiografias para calcular as curvaturas da coluna vertebral. A radiografia permite uma aquisição bidimensional da estrutura óssea do paciente, baseando-se na interação dos raios-X (radiação ionizante) com os tecidos através do efeito fotoeléctrico e de Compton. Para adquirir uma radiografia, um feixe de raios-X é transmitido através do paciente, até chegar a um filme radiográfico, o qual quando revelado, proporciona uma imagem onde é possível distinguir os diferentes tecidos. O método de Cobb é o mais utilizado para medir a lordose, cifose e escoliose, sendo os ângulos calculados através de tangentes às vértebras. Este método reflecte apenas o estado das duas vértebras, não analisando as diferenças dentro do arco analisado. Apesar das limitações o método de Cobb é considerado um padrão de referência (definição), sendo a referência para estudos que visam validar instrumentos não invasivos de medição da curvatura da coluna vertebral [6]. Para realizar este tipo de exame o paciente tem de ser submetido muitas vezes a mais de uma sessão, o que torna o exame prejudicial à saúde.

A tomografia computadorizada utiliza o mesmo tipo de radiação, retirando várias imagens do interior do corpo, estas imagens são posteriormente tratadas recorrendo a métodos de interpolação, obtendo-se uma visão tridimensional do interior do corpo. Neste exame é possível observar a coluna vertebral tridimensionalmente, contudo o exame é realizado com o paciente na posição supina.



A ressonância magnética é outro método que permite a análise das estruturas internas do corpo humano, o qual é tipicamente usado em pacientes na posição supina. Existem alguns equipamentos que permitem fazer a análise na posição erecta, contudo tais equipamentos são raros e de difícil acesso. A ressonância magnética baseia-se na medição de campos magnéticos gerados pelos núcleos dos átomos do corpo humano, enquanto estes retomam à sua posição de estabilidade após serem estimulados por uma sequência bem definida de ondas de radiofrequência.

A ultrassonografia também pode ser usada para estudar a coluna vertebral, esta baseia-se na emissão de ondas acústicas e no registo do tempo de voo destas até à sua detecção. Nesta técnica, a localização tridimensional das estruturas é exigente, pois está dependente do utilizador que movimenta a sonda e também da imagem que é adquirida bidimensionalmente [9,10].

### 2.2.2 Métodos não invasivos

Com o intuito de analisar a coluna vertebral de uma forma não invasiva surgiram novos instrumentos e técnicas, que acabam por ser mais seguros. Neste tipo de instrumentos a avaliação da coluna é realizada indirectamente com recurso ao vértice das apófises espinhosas, das vértebras, que naturalmente ascendem à pele. Estas estruturas podem ser facilmente detectadas por palpação [11].

Os instrumentos não invasivos podem ser classificados:

- Instrumentos que determinam a curvatura bidimensional da superfície do tronco ao longo das apófises espinhosas, de forma a determinar o ângulo formado pelas curvaturas anatómicas lordose e cifose. Os instrumentos existentes são pantógrafos, réguas flexíveis, goniómetros, cifolordômetro, cifómetro e arcómetros [8,12-14].
- Instrumentos que medem o ângulo de rotação do tronco quando o paciente executa uma flexão anterior do tronco (teste de Adams), associado à escoliose. Os dispositivos existentes são o escoliómetro e outros instrumentos puramente mecânicos que executam medições de amplitudes angulares ou de variações de amplitudes angulares [8,12].

Além dos dispositivos descritos ainda existem os electrogoniómetros, acelerómetros, potenciómetros que permitem um estudo funcional da coluna vertebral.

Mais recentemente foram criados novos instrumentos que se baseiam no mapeamento das superfícies do corpo humano. Esse mapeamento pode ser realizado através de sondas (exemplo, Metrecom desenvolvida pela FARO® Inc. Medical Technologies), através de câmaras de fotográficas, com reconstrução tridimensional através

de duas imagens em planos perpendiculares, através de técnicas reflectométricas (tempo de voo, utilização de câmaras de infravermelhos [15,16]; método da triangulação) e técnicas de projecção (técnicas de luz estruturada – projecção de padrões conhecidos, pontos, linhas ou grelhas) [6,12].

Estas técnicas apesar de não invasivas são muito exigentes a nível técnico, assim como ao nível de processamento de dados e de reconstrução da imagem. O que acaba por tornar os equipamentos muito dispendiosos (ascendendo com facilidade acima dos 10.000 € - valor indicativo). Além disso o paciente acaba por ser sujeito a um tipo de radiação electromagnética, que apesar de não ionizante tem a capacidade de penetrar a pele e aquecer o tecido irradiado.

Com o intuito de proteger ao máximo o paciente, sem comprometer a qualidade dos dados adquiridos, foi criado o Métrica Vertebral.

### 2.2.2 Métrica Vertebral

O Métrica Vertebral (figura 2.1) foi desenvolvido com o objectivo primário de estudar da coluna vertebral da mulher no período de gestação [3]. Assim sendo a população alvo deste equipamento seria aquela que teria de ser protegida ao máximo, pois também era a mais sensível. Depois de uma pesquisa exaustiva sobre os equipamentos existentes (apresentados resumidamente), chegou-se à conclusão que não existia nenhum equipamento que fosse não invasivo e que conseguisse registar as coordenadas x, y e z de cada vértebra desde a primeira cervical até à primeira sacrada, na posição vertical [5]. A construção do Métrica Vertebral também teve em conta a simplicidade e facilidade de utilização assim como o preço de construção [12]. O Métrica Vertebral é um equipamento mecânico que avalia as curvaturas e desvios laterais da coluna vertebral na posição erecta.

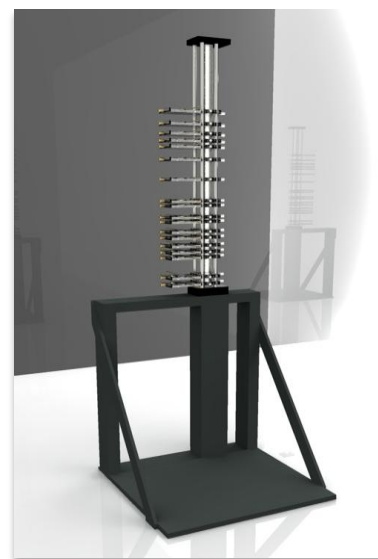


Figura 2.1: Métrica Vertebral

Para realizar a aquisição de dados o examinador começa por marcar na pele com uma caneta (lavável e hipoalergénica) o vértice das apófises espinhosas desde a primeira cervical até à primeira sacrada, através do método de palpação. A avaliação começa com o posicionamento da primeira peça horizontal (posicionador 2D) na região occipital. De seguida é necessário mover cada peça (posicionador 2D) e alinhá-los com os pontos marcados. Este processo demora cerca de sete minutos após a marcação manual das

apófises [1]. Para efectuar o registo das coordenadas de cada apófise espinhosa, é necessário fazer a leitura de cada “*posicionador 2D*” e passar os seus valores para formato digital. Apesar de ser um equipamento mecânico, este apresenta uma resolução de 0,5 mm, e é uma mais-valia no estudo da coluna vertebral.

A partir deste instrumento surgiu a oportunidade de criar um novo equipamento onde a aquisição dos dados fosse automática e que o registo dos mesmos seja realizado directamente em formato digital. Neste novo instrumento que pode ser apresentado como a evolução do Métrica Vertebral, decidiu-se manter todas as qualidades do equipamento original, mas tornando a aquisição de dados mais rápida e simples.

Antes de entrarmos em pormenores do equipamento, será feita uma breve revisão da literatura sobre a forma de medir distâncias, pois esse é um dos objectivos principais desta tese.

### 2.3 Formas de medir distâncias

Existem várias formas de medir distâncias, contudo para este trabalho pretende-se medir curtas distâncias de objectos específicos (apófises espinhosas), usando técnicas sem contacto e de preferência com custo reduzido. Os instrumentos de medir distância sem contacto baseiam-se normalmente em técnicas de triangulação ou de tempo de voo.

Um dos instrumentos mais comuns para medir distâncias sem contacto é o radar. Este baseia-se em técnicas de tempo de voo, onde uma onda de rádio (electromagnética – 76 MHz) é emitida por uma antena transmissora e se propaga pelo espaço até ser reflectida pelo objecto em estudo. Essa onda reflectida retorna à antena, que se torna o receptor. Como se conhece a velocidade de propagação da onda e se sabe o tempo entre a emissão da onda de rádio e a detecção do eco, pode-se calcular facilmente a distância do objecto. Esta técnica consegue medir grandes distâncias, contudo a distância mínima a que consegue medir é de 2 m, actualmente já é possível medir distâncias inferiores, contudo as medições são limitadas e apresentam erros de vários centímetros [17].

Uma variante do radar, mas em tudo semelhante é utilizar microondas em vez de ondas rádio (electromagnética - 24 GHz), como a frequência é mais alta, maior vai ser a resolução conseguindo atingir resoluções de milímetros (0,1 com correcções matemáticas) [18, 19]. Como as microondas têm um comprimento de onda mais pequeno podem ser usadas para medir pequenas distâncias com grande resolução.

Outra forma de medir distâncias é recorrer aos ultra-sons, estes baseiam-se num princípio semelhante ao do radar, contudo o tipo de onda utilizada é diferente. Nestes dispositivos são usadas ondas de pressão com frequências acima do limite audível (20

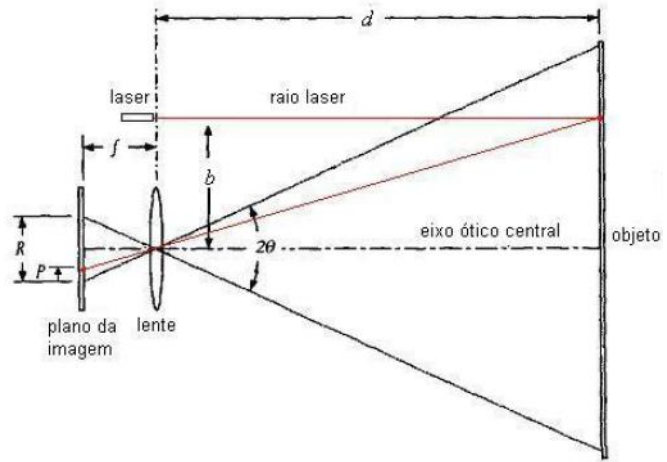
KHz). Estes medidores não dependem da luz, nem do brilho das superfícies e o fumo não influencia as suas medições, apesar disto são propícios a vários erros devido a reflexões múltiplas, ao amplo cone de radiação e baixa resolução angular. Não são muito específicos a localizar objectos, medindo qualquer objecto que esteja dentro do cone de detecção, contudo conseguem atingir uma resolução inferior a 1mm [20, 21].

Dos sensores apresentados, todos eles apresentam um cone de detecção, conseguindo medir a distância a que o objecto se encontra dentro desse cone, contudo tem dificuldade em conseguir medir variações de distância dentro do próprio objecto. Como as apófises espinhosas não são muito salientes, ao utilizar este tipo de sensores iríamos acabar por medir a distância de toda a área das costas que se encontra dentro do cone de detecção.

Os sensores de infravermelhos são outro tipo de sensores muito usados para medir distâncias, sendo mais económicos e mais rápidos no tempo de resposta comparativamente aos sensores ultra-sons. No entanto, estes sensores são muito dependentes das propriedades reflectivas da superfície dos objectos, assim sendo é necessário um conhecimento *à priori* da forma como a superfície dispersa, absorve e reflecte os infravermelhos [21]. Os sensores de infravermelhos medem a distância baseando-se na intensidade da luz reflectida, ou em métodos de triangulação. Estes sensores comparativamente aos anteriores conseguem ser mais eficazes a medir distâncias de zonas específicas, contudo como pretendemos medir as distâncias das apófises, seria necessário algum tipo de equipamento que permitisse o alinhamento do feixe de infravermelhos com a apófise de forma a conseguir uma medida precisa.

De forma semelhante a detecção das distâncias pode ser realizada recorrendo a um feixe de luz laser. Como se pretende medir a distância ântero-posterior de cada apófise, é necessário que o equipamento de medir a distância esteja alinhado com a apófise, assim sendo seria necessário sempre um equipamento de detecção das apófises de forma a alinhar o equipamento de medida com a apófise espinhosa. De modo a conciliar a detecção das apófises com a mensuração da distância da mesma foi imposto que deveria ser utilizado uma câmara CCD com um laser díodo para detectar e medir a distância de cada apófise. As apófises serão detectadas por processamento de imagem e as suas distâncias serão calculadas por triangulação.

Do estudo bibliográfico encontraram-se algumas montagens onde são usadas câmaras de CCD e lasers díodos para medir distâncias. Contudo o laser encontra-se normalmente alinhado com o eixo central da câmara, permitindo esta montagem medir distâncias de alguns metros (106 a 1806 centímetros) apresentando um erro de 0,502 % [22]. Encontrou-se este tipo de montagem em robôs e submergíveis, com o objectivo de medir distâncias a objectos assim como estudar a sua posição no espaço. Utilizando este tipo de montagem, dependendo da câmara utilizada e da cor do laser pode-se medir distâncias até 1150 mm com um desvio padrão máximo 4 mm [23].



**Figura 2.2:** Esquema do sistema de detecção de distâncias, através de triangulação.  $2\theta$  – ângulo de visão da câmara,  $f$  – distância focal,  $b$  – distância entre o laser e o eixo central,  $R$  – resolução da câmara. [23]

A detecção da marca do laser é realizada por processamento de imagem, normalmente por algoritmos simples uma vez que esta satura a imagem, sendo a sua detecção facilitada [24]. Com a detecção do laser é calculado o seu centroide e por triangulação chega-se à distância do objecto. Para calcular a distância é realizada uma calibração, e a partir desta calibração e com a posição do laser calculam-se as distâncias. Este tipo de montagem é uma forma simples de medir distâncias, contudo é limitada a pequenas distâncias (alguns metros), devido às características do sistema de captação de imagem, a precisão da medida diminui com o aumento da distância [23].

Como neste trabalho se pretende calcular distâncias com precisão abaixo do milímetro e num intervalo relativamente curto, isto é, não pretendemos medir grandes distâncias, mas sim distâncias pequenas com grande precisão, decidiu-se alterar o tipo de montagem. Optou-se por usar uma montagem onde o laser intersecta o eixo da câmara.

No próximo capítulo será apresentado em detalhe o funcionamento de tal montagem.

## Capítulo 3: Detecção das Apófises Espinhas

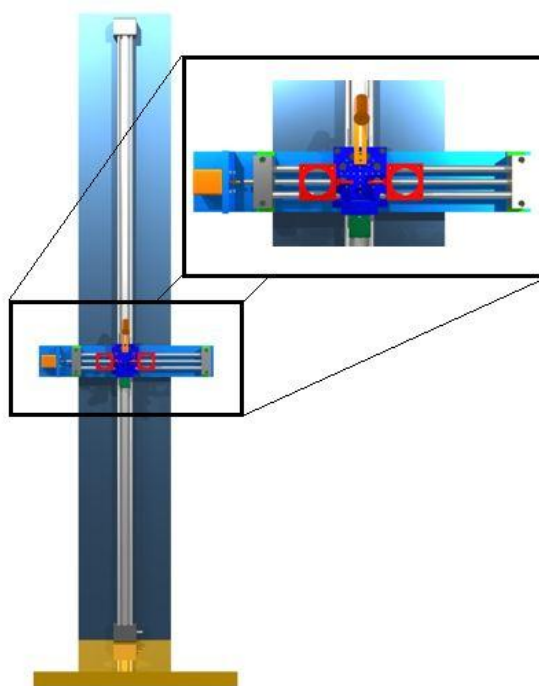
Neste capítulo será exposto o processo de detecção das apófises espinhas. Para isso é necessário apresentar o equipamento, explicar alguns conceitos teóricos que serão importantes e referir os parâmetros de utilização definidos.

### 3.1 Processo de detecção das Apófises Espinhas (Vértebras)

O objectivo deste projecto é criar um processo capaz de encontrar as coordenadas do vértice das apófises espinhas. Para isso será utilizado uma câmara de vídeo RGB, um díodo laser, iluminação e um sistema de controlo de movimento de dois eixos controlado por motores passo a passo.

O díodo laser ficará fixo em cima da câmara a uma altura e ângulo específico. A iluminação será colocada de forma a iluminar todo o ângulo de visão da câmara. Ao conjunto formado pelo díodo laser, iluminação e câmara, denominamos de estrutura móvel, pois todos eles serão acoplados ao sistema de controlo de movimento e funcionarão como um só. Na figura 3.1 encontra-se uma representação da estrutura final.

A câmara será usada para detectar através de processamento de imagem pontos previamente marcados na superfície cutânea do vértice das apófises espinhas dos indivíduos a estudar. Depois de detectadas as apófises espinhas o software guarda as suas posições (x, z) e através de processamento de imagem procura a marca do laser díodo. Com as coordenadas do díodo laser é calculada a distância, através de fórmulas trigonométricas, a que o plano que contem os pontos se encontra do equipamento. Com esta distância é possível chegar às dimensões reais de cada pixel e determinar assim a distância real que a estrutura móvel terá de se deslocar, de forma a colocar sobre cada ponto a marca produzida pelo díodo laser. Quando a marca do díodo laser se encontra em cima dos pontos é novamente calculada a distância do ponto ao equipamento, isto é, é calculada a terceira



**Figura 3.1: Representação do equipamento (AutoCAD).** Constituído por uma calha vertical, uma calha horizontal, suporte das lâmpadas (estrutura vermelha), suporte do laser (estrutura a amarela) e um suporte da câmara (estrutura azul)



coordenada (y) do ponto, nestas condições são guardadas as coordenadas espaciais (x, y, z) de cada apófise espinhosa. O referencial utilizado encontra-se na figura 3.2, assim como a representação da forma de medir a terceira coordenada.

Para a comunicação entre o software e hardware optou-se pela comunicação série através do porto RS232. Como o hardware foi desenvolvido noutro projecto paralelo, foi necessário desenvolver um protocolo de comunicação. Esse protocolo será apresentado posteriormente.

O software desenvolvido além de realizar as tarefas anteriormente descritas, tem de permitir ao utilizador controlar manualmente os motores, pois será necessário que o utilizador posicione a câmara no local onde se iniciam as apófises espinhas a detectar. Optou-se por uma inicialização manual, pois seria complicado fazer a inicialização de uma forma automática, nesta primeira fase do protótipo.

Como o laser diodo é utilizado como referência na imagem para o cálculo das distâncias reais. E essas distâncias são usadas para indicar as posições para onde o sistema de controlo de movimento se tem de deslocar, é crucial que nunca se perca a marca do laser diodo. Para realizar uma inicialização automática o código teria de ser muito mais complexo e teria de estar bem protegido para o caso de se perder a marca do diodo laser. Como a marca do diodo laser se perde com muita facilidade na zona do cabelo e em zonas que não se encontre o indivíduo em estudo, optou-se por fazer a inicialização manual e deixar uma inicialização automática para uma futura versão.

Enquanto não existia uma estrutura definitiva para suportar a câmara, as luzes e

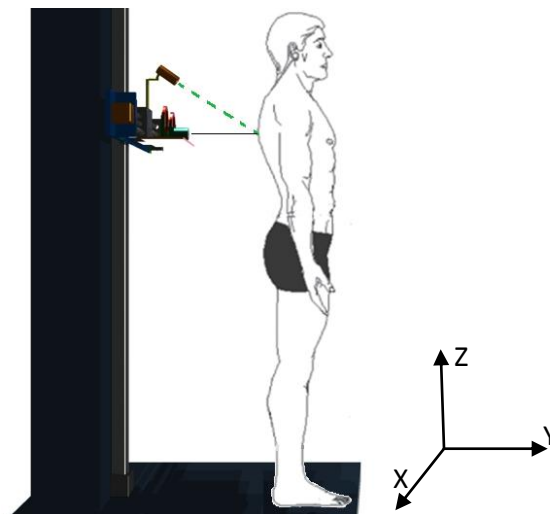


Figura 3.2: Representação da forma de medir a terceira coordenada

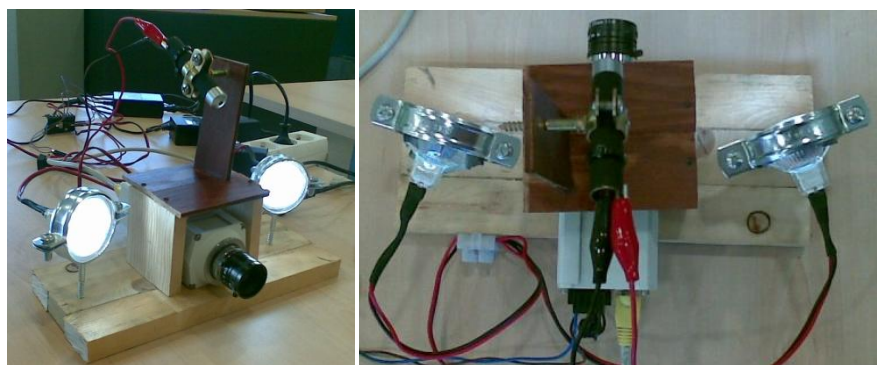


Figura 3.3: Protótipo para os primeiros teste realizados

o diodo laser, foi criado um protótipo de suporte em madeira e outras peças que se encontravam disponíveis. O resultado encontra-se na figura 3.3.

Este primeiro protótipo foi usado para os testes com os marcadores e para as primeiras fases do desenvolvimento do software de detecção.

Depois de ter sido apresentado de uma forma geral o processo de detecção das apófises espinhas, passaremos a uma apresentação mais detalhada de cada componente do equipamento. Nos próximos pontos serão expostos alguns detalhes teóricos assim como parâmetros definidos que serão usados no processo de detecção.

### 3.2 Câmara

A câmara utilizada neste trabalho foi uma câmara UI-1440C da uEye, que apresenta uma resolução de 1280x1024 com captação de imagem a cores, tem um formato compacto e é leve. As dimensões e o seu peso foram um factor importante na sua escolha pois esta vai estar numa plataforma em movimento e pretendia-se diminuir a sua inércia tanto quanto possível. Podia ter sido escolhida outra câmara, contudo esta já se encontrava em stock e pareceu ser uma boa opção. É uma câmara que utiliza um sensor CMOS (complementary metal oxide semiconductor). Neste tipo de sensores cada pixel é tratado como unidade individual, pois cada um possui um conversor de carga-



Figura 3.4: Câmara utilizada UI-1440C

tensão, amplificador, circuito de correcção de ruído e de digitalização. Utiliza lentes C-Mount, um tipo de lente comum e de fácil fixação usando uma rosca macho que permite a sua fixação à câmara (este tipo de lente apresenta uma back focal distance de 17,526 mm o que as distingue das lentes CS-Mount que apenas têm 12,52 mm). Esta câmara utiliza uma interface USB 2.0 o que a torna ideal para a comunicação com um computador pessoal.

Em seguida serão introduzidos alguns conceitos de óptica que estão relacionados com a captação da imagem e serão importantes no cálculo da distância.



### 3.2.1 Comprimento Focal

O comprimento focal é uma das mais importantes características de uma objectiva. É definido como sendo a distância em milímetros entre o filme/sensor e o centro focal da lente quando esta está focada para infinito, ver figura 3.5 [25,26,27].

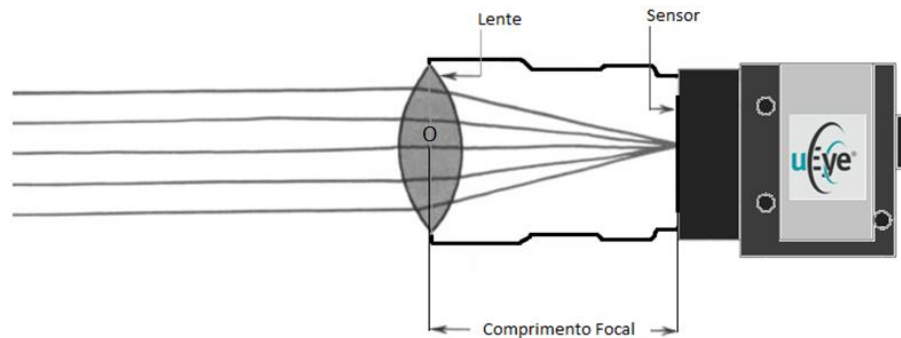


Figura 3.5: Esquema de visualização do comprimento focal, O – centro focal da lente

O comprimento focal é calculado pela seguinte fórmula:

$$\frac{1}{f} = \frac{1}{D_i} + \frac{1}{D_o} \quad (3.1)$$

Onde:

**D<sub>i</sub>** – Distância da imagem

**D<sub>o</sub>** – Distância do objecto

**f** – Comprimento focal

Quando **D<sub>i</sub>**=∞, a distância focal é igual à distância do objecto (figura 3.5)

É a partir da distância focal que se define o ângulo de visão da câmara.

### 3.2.2 Ângulo de Visão

O ângulo de visão de uma câmara é o ângulo máximo a que dois raios de luz se podem cruzar no ponto focal secundário (O, figura 3.6). Por outras palavras é o ângulo máximo de visão da câmara. O ângulo de visão depende tanto do comprimento focal como das dimensões do sensor. Quanto maior o sensor maior o ângulo de visão e quanto menor o comprimento focal maior o ângulo de visão [26,27].

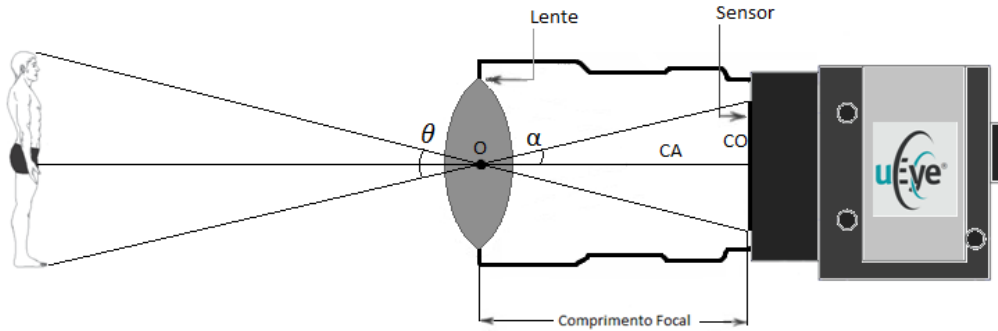


Figura 3.6: Representação do ângulo de visão ( $\theta$ )

Se analisarmos a figura 3.6, vemos que o ângulo de visão da câmara é igual a:

$$\theta = 2\alpha \quad (3.2)$$

$$\tan\left(\frac{\theta}{2}\right) = \frac{\text{Cateto oposto}}{\text{Cateto adjacente}} = \frac{D_s/2}{f} \quad (3.3)$$

De onde vem que:

$$\theta = 2\tan^{-1}\left(\frac{D_s}{2f}\right) \quad (3.4)$$

$\theta$  – Ângulo de visão da câmara

$D_s$  – Dimensão do sensor

$f$  – Comprimento focal

Como sabemos que o sensor tem uma resolução de 1024 por 1280 e que a sua dimensão é aproximadamente de 1/1.8", onde cada pixel é um quadrado de 6  $\mu\text{m}$  por 6  $\mu\text{m}$  facilmente chegamos à conclusão que o sensor tem 6144  $\mu\text{m}$  de altura e 7680  $\mu\text{m}$  de largura. Com estes valores podemos calcular o ângulo de visão teórico da câmara na horizontal e na vertical para a objectiva utilizada.

A objectiva utilizada neste trabalho foi uma objectiva de 35 mm, recorrendo à equação 3.4 calcularam-se os ângulos de visão da câmara.

O ângulo na vertical é dado por:

$$\theta_v = 2\tan^{-1}\left(\frac{6,144 \text{ (mm)}}{2 \times 35 \text{ (mm)}}\right) = 10^\circ$$

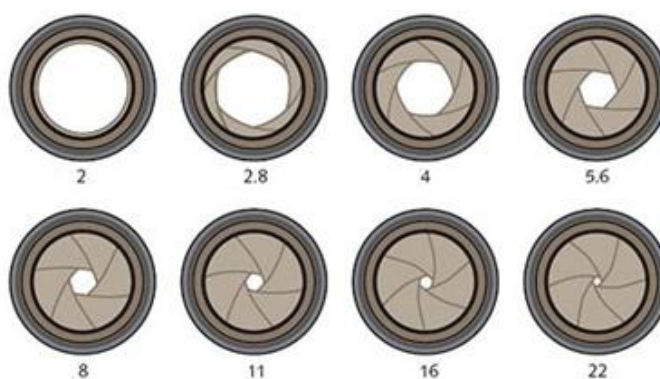
O ângulo na horizontal é dado por:

$$\theta_h = 2\tan^{-1}\left(\frac{7,68 \text{ (mm)}}{2 \times 35 \text{ (mm)}}\right) = 12,5^\circ$$

Estes ângulos são muito importantes para o cálculo das distâncias e serão referidos várias vezes ao longo deste trabalho.

### 3.2.3 Abertura da Objectiva

A abertura da objectiva é o quociente entre o comprimento focal e o diâmetro efectivo da lente. É especificado por um número, sendo que quanto menor for esse número, mais luminosa é a lente [27].



**Figura 3.7: Várias aberturas de uma objectiva**

(<http://tomjorge.files.wordpress.com/2008/11/111908-2021-omisterioso1.png>)

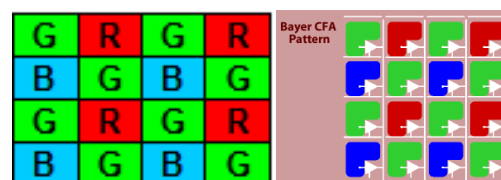
### 3.2.4 Profundidade de Campo

A profundidade de campo define a distância entre a qual os objectos permanecem focados na imagem. Os objectos que se encontram fora desta distância aparecem desfocados, contudo as transições são graduais. A Profundidade de campo é inversamente proporcional ao comprimento focal e ao ângulo de visão. Lentes com menor comprimento focal têm maior profundidade de campo. Ao fechar o diafragma de uma objectiva também se consegue aumentar a profundidade de campo, pois aproximamo-nos do pinhole que tem infinitos planos de focagem [27].

O tempo de aquisição, sensibilidade do sensor e a abertura são os três factores mais importantes, para conseguir obter uma boa imagem. É possível usar várias combinações entre eles e conseguir resultados semelhantes. Contudo devemos ter em atenção que a abertura influencia a profundidade de campo, que a velocidade de aquisição pode criar artefactos de movimento e que a sensibilidade do sensor pode introduzir ruído à imagem [27,28].

### 3.2.4 Aquisição da imagem

A aquisição da imagem é feita pelo sensor. Em cada pixel do sensor existe um transdutor fotossensível, este converte a energia luminosa em carga eléctrica. É esta carga eléctrica que será usada para criar a imagem digital. Para se conseguir captar imagens a cores é necessário aplicar filtros sobre os transdutores, no caso da câmara utilizada a cor da imagem é gravada recorrendo ao filtro de Bayer. A aplicação destes filtros



**Figura 3.8: Matriz de Bayer [29]**

permite seleccionar os comprimentos de onda que vão chegar ao transdutor, isto permite guardar a informação da cor num formato RGB. Num sensor metade dos pixéis são verdes (G), um quarto são vermelhos (R) e um quarto são azuis (B) [29,30].

Dado que cada pixel é sensível apenas a uma componente da cor, a sensibilidade do sensor é equivalente a um terço da sensibilidade de um sensor monocromático equivalente.

Como durante a aquisição da imagem não é gravada a informação RGB para cada pixel, é necessário realizar interpolações para saber os valores em falta. Pode-se fazer vários tipos de interpolação, contudo a interpolação de uma cor implica sempre alguma desfocagem na imagem. Todos estes processos são realizados na própria câmara, como resultado final a câmara devolve três matrizes com as componentes de intensidade luminosas correspondentes a cada uma das cores do RGB (vermelho, verde e azul). Estas três matrizes de cores primárias são usadas em conjunto para obter a imagem a cores [31].

### **3.3 Marcador do Vértice das Apófises Espinhas**

A escolha do marcador para marcar o vértice das apófises espinhas, tem uma grande importância e impacto sobre o software de detecção. É um dos principais parâmetros a definir antes de avançar para o desenvolvimento do software de detecção.

Os principais factores a ter em conta é a visibilidade da marca realizada na pele assim como a facilidade da sua marcação. Pretende-se que a marcação das apófises seja simples e realizada o mais rapidamente possível. Para tal foi decidido que as marcas seriam pintas realizadas por um único contacto com a pele do indivíduo em estudo.

Outra característica essencial para o marcador é a estabilidade da sua tinta na pele, não pode ocorrer espalhamento da tinta nem perda de cor. Ainda assim depois de realizado o exame a sua remoção terá de ser fácil com recurso a água ou álcool.

Para aprimorar qual seria o melhor tipo de marcador foram realizados vários testes, que serão apresentados mais adiante.

### **3.4 Iluminação**

Foi adicionada iluminação ao sistema para tentar reduzir ao máximo o aparecimento de sombras, que poderiam induzir o software de detecção em erro. Outro factor que foi importante na decisão de adicionar iluminação ao sistema, foi a possibilidade de adquirir imagens mais rápidas com a câmara.

Com a face posterior do tronco bem iluminadas podem-se reduzir os tempos de exposição do sensor, o que torna a aquisição da imagem mais rápida. Ao adicionar

iluminação pode-se usar aberturas maiores (diafragma mais fechado) e continuar com uma imagem bem iluminada. Com um diafragma mais fechado conseguem-se profundidades de campo maiores. Assim sendo a iluminação é um factor importante e que melhora a aquisição da imagem.

#### 3.4.1 Escolha da iluminação

A escolha da iluminação teve como principais critérios de selecção as dimensões das lâmpadas e o tipo de luz produzida. Optou-se por usar lâmpadas de Led que produzem uma luz branca e apresentam dimensões reduzidas, além disso produzem uma boa iluminação. A luz branca é uma boa opção pois não altera o RGB do marcador nem da marca do díodo laser.



Figura 3.9: Lâmpada de Leds

O primeiro tipo de lâmpada escolhido para a iluminação encontra-se na figura 3.9 é uma lâmpada que é alimentada por 12V DC com 1,5W de potência.

Estas lâmpadas tiveram de ser mais tarde substituídas por lâmpadas de halogéneo (semelhantes à da figura 3.9) de 20 W alimentadas com 12V DC para conseguir obter um maior número de planos de focagem e realizar aquisições mais rápidas. Contudo estas lâmpadas alteraram o RGB do marcador tendo sido necessário fazer algumas alterações no algoritmo desenvolvido.

#### 3.5 Medir as distâncias: Díodo Laser

Neste ponto será apresentado o método que foi utilizado para medir distâncias recorrendo a uma câmara e a um díodo laser.

Como afirmado anteriormente o laser díodo encontra-se fixo com um ângulo ( $\alpha$ ) e altura ( $a$ ) predefinidos. Conhecendo a distância ( $D$ ) entre o ponto focal da lente e o plano onde o laser intersecta o eixo central da câmara, assim como as dimensões reais de cada pixel neste plano (plano laranja figura 3.10) e o ângulo de visão da câmara (eq. 3.4), é possível calcular as distâncias. Os ângulos, distâncias e dimensões dos pixéis foram todos calculados experimentalmente, o método utilizado será explicado no capítulo da calibração. Foi necessário calcular todos estes parâmetros experimentalmente, porque a câmara permite ajustar o plano de focagem (para objectos próximos e para o infinito). Quando se realiza tal ajuste altera-se a distância focal ( $f$ ) da câmara e isso influenciará as restantes

variáveis. Contudo serão apresentados os resultados teóricos que serviram para orientar o desenvolvimento experimental.

Para explicar o cálculo da distância iremos recorrer à figura 3.10. As variáveis **D**,  **$\alpha$** ,  **$\theta$**  e **m** (dimensão real de cada pixel no plano de referência, plano laranja, figura 3.10) são conhecidas e fixas. Sabendo estas variáveis podemos redimensionar o valor de cada pixel para o valor real no plano de visualização, e assim calcular a distância desse plano ao centro focal da câmara.

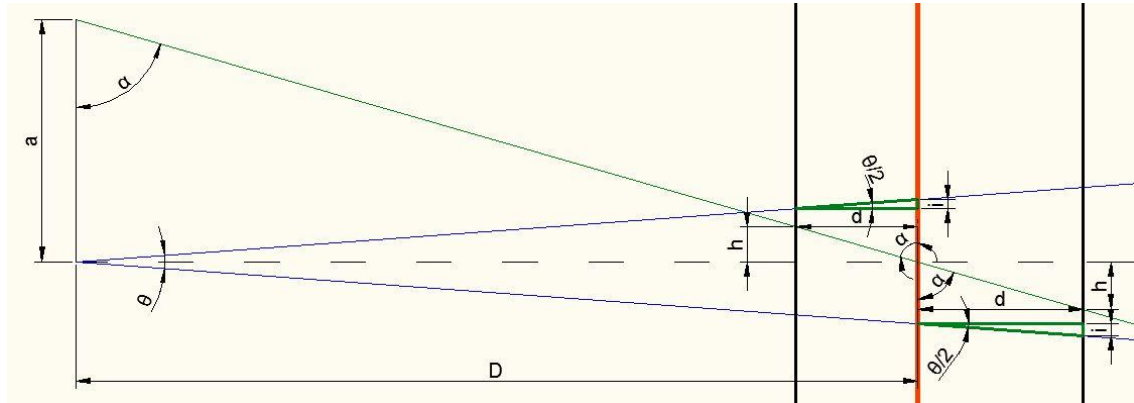


Figura 3.10: Esquema para demonstrar o cálculo da distância ântero-posterior

A distância **a** que o indivíduo em estudo se encontra do plano de focal é dada por:

$$\text{Distância} = D - d \quad (3.5)$$

Em que **d**, representa a variação de distância que ocorreu em relação ao plano de referência (figura 3.10). Quando o indivíduo em estudo se aproxima do plano de foco da câmara, a distância **d** é positiva e quando o indivíduo em estudo se afasta do plano laranja a distância **d** é negativa.

A variável **d**, é dada por:

$$d = h \times \tan(\alpha) \quad (3.6)$$

Onde, **h** representa a altura real da marca do díodo laser ao eixo óptico. Esta variável é dependente do valor real de cada pixel do plano em estudo. Como são conhecidas as dimensões do plano de referência é possível fazer um redimensionamento para o plano em estudo.

O redimensionamento do pixel é feito com base nas seguintes equações, encontrando-se as variáveis utilizadas na figura 3.10:

$$i = \tan\left(\frac{\theta}{2}\right) \times d \quad (3.7)$$

Onde,  $i$  representa o incremento ou decremento que existe nos planos de visualização da câmara relativamente ao plano de referência. Sabendo o  $i$ , podemos calcular  $h$ . Esta variável será calculada de duas formas distintas, dependendo dos planos em estudo. Caso o plano em estudo esteja à esquerda do plano de referência, isto é a posição do laser ( $p$ ) na vertical seja inferior a metade da resolução vertical ( $R$ ) da câmara  $h$  é dado por:

$$h = \left(\frac{R}{2} - p\right) \left[ \frac{\left(\frac{R}{2}m\right) - i}{\frac{R}{2}} \right] \quad (3.8)$$

Caso contrário  $h$  é dado por:

$$h = \left(\frac{R}{2} - p\right) \left[ \frac{\left(\frac{R}{2}m\right) + i}{\frac{R}{2}} \right] \quad (3.9)$$

Nas equações 3.8 e 3.9 a conversão dos pixéis encontra-se dentro dos parênteses rectos. Substituindo as equações 3.8 e 3.9 na equação 3.6 ficamos com:

$$d = \left(\frac{R}{2} - p\right) \left[ \frac{\left(\frac{R}{2}m\right) - \tan\left(\frac{\theta}{2}\right)d}{\frac{R}{2}} \right] \tan(\alpha) \quad (3.10)$$

ou

$$d = \left(\frac{R}{2} - p\right) \left[ \frac{\left(\frac{R}{2}m\right) + \tan\left(\frac{\theta}{2}\right)d}{\frac{R}{2}} \right] \tan(\alpha) \quad (3.11)$$

Resolvendo as equações 3.10 e 3.11 em ordem a  $d$  e substituindo  $d$  na equação 3.5 podemos calcular a distância do individuo em estudo ao centro focal da câmara, sendo essa distância dada por:

$$\text{Distância} = D - \left[ \frac{\left(\frac{R}{2} - p\right) m \tan(\alpha)}{1 + \frac{\left(\frac{R}{2} - p\right) \tan\left(\frac{\theta}{2}\right) \tan(\alpha)}{\frac{R}{2}}} \right] \quad (3.12)$$

Ou

$$\text{Distância} = D - \left[ \frac{\left(\frac{R}{2} - p\right) m \tan(\alpha)}{1 - \frac{\left(\frac{R}{2} - p\right) \tan\left(\frac{\theta}{2}\right) \tan(\alpha)}{\frac{R}{2}}} \right] \quad (3.13)$$

Depois de explicada a forma de medir a distância é necessário definir alguns parâmetros de forma a conseguir a melhor resolução possível.

Existem quatro factores importantes e que têm de se ter em consideração no posicionamento do laser díodo. A distância a que o indivíduo se encontra do equipamento, o ângulo de visão da câmara na vertical, a altura a que o laser díodo se encontra e o seu ângulo de fixação.

O primeiro parâmetro a ser definido foi a distância a que o indivíduo em estudo se deve encontrar do equipamento. Por razões de segurança o indivíduo em estudo não se deve de encontrar muito próximo do equipamento, pois este encontra-se em movimento e pode causar danos físicos. Por outro lado quanto mais longe o indivíduo se encontrar menos detalhe terá a imagem, isto é, vou ter menos pixéis a representar uma região. Quando o indivíduo se afasta do equipamento a área que tem de ser representada no sensor aumenta, como o número de pixéis se mantém, ter-se-á um menor número de pixéis a representar cada região, isto é, uma menor resolução. Face aos argumentos e por questões de segurança decidiu-se que a distância mínima a que o indivíduo em estudo pode estar do equipamento é 20 cm.

Para ter alguma noção da distancia máxima normal que pode existir entre apófises espinhasas no eixo ântero-posterior de um indivíduo, isto é, a distância máxima segundo Y que pode existir. Recorreu-se à base de dados recolhidos pela professora Cláudia Quaresma no projecto do Métrica Vertebral [7].

Como esta base de dados foi criada a partir de estudos realizados a mulheres grávidas, a curvatura da coluna no eixo ântero-posterior, já se encontra sobrevalorizada. Um indivíduo normal não terá uma curvatura tão acentuada, contudo como estes valores servem apenas como referência vão ser utilizados. Da base de dados retirou-se que a distância ântero-posterior média é de  $85,9 \pm 15,4$  mm, figura 3.11.



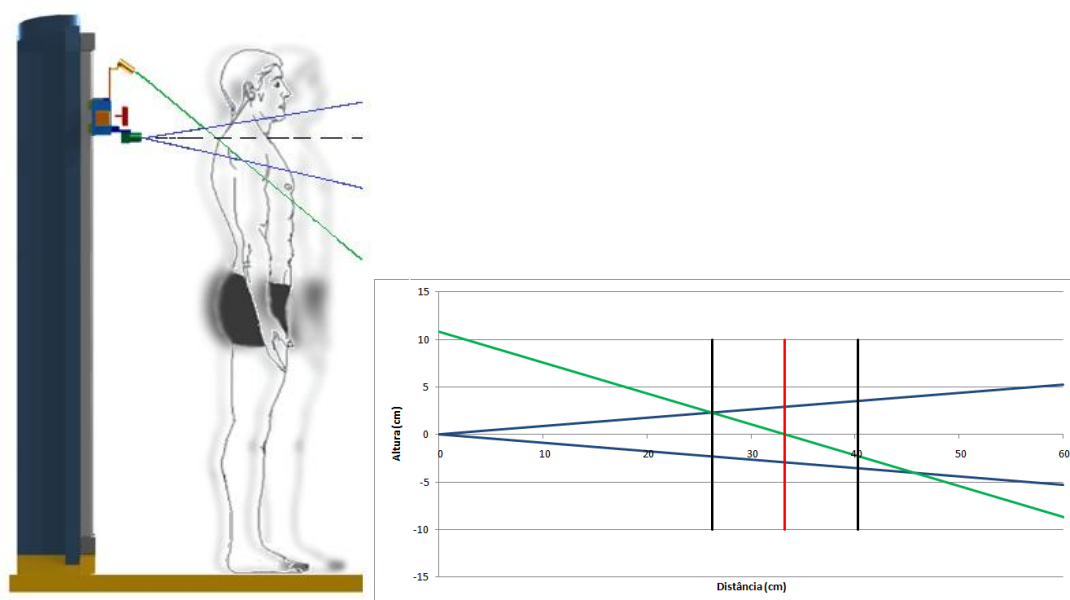
Figura 3.11: Representação da distância máxima normal no eixo ântero-posterior

Para dimensionar os parâmetros em falta recorreu-se a uma folha de Excel para se poder alterar os vários parâmetros de forma a escolher a melhor combinação. Na folha de Excel foi introduzido a altura e o ângulo do díodo laser, ângulo de visão vertical da câmara assim como a distância do indivíduo ao equipamento. Com estes parâmetros foi criado um gráfico onde estão representados todos os factores que têm de ser controlados (figura 3.12).

Do estudo efectuado observou-se que sendo o ângulo de visão vertical da câmara de  $10^\circ$  e colocando o indivíduo em estudo a 33,2 cm do equipamento, deveríamos colocar o díodo laser a 9 cm da câmara com um ângulo de  $72^\circ$  com a vertical. Com esta configuração



será possível medir distâncias entre os 26,2 e os 45,2 cm variando a dimensão real de cada pixel entre os 0,044 e os 0,077 mm. Isto significa que existe uma região onde é possível fazer medições de 19 cm, contudo como a dimensão real do pixel aumenta com a distância e isso traduz-se numa perda de resolução, será considerado apenas o intervalo de 7 cm em torno dos 33,2 cm (zona onde o laser intersecta o eixo central da câmara), o que é mais que suficiente para medir a distância ântero-posterior. Nos 33,2 cm cada pixel vale 0,057 mm, o que significa que a menor variação de distância que o equipamento consegue detectar é 0,2 mm. No gráfico da figura 3.12 o laser aparenta estar a uma altura superior a 9 cm contudo, a altura representada é referente ao centro óptico da câmara (mais 1,8 cm que correspondem a metade das dimensões da câmara).



**Figura 3.12:** Representação da forma de medir a distância ântero-posterior, a recta verde representa o raio laser, as azuis o ângulo de visão da câmara, a vermelha o indivíduo em estudo e as pretas representam a variação máxima que se conseguirá medir.

### 3.6 Introdução ao Matlab

Passemos a apresentar a plataforma onde o programa de detecção das apófises foi desenvolvido.

Matlab é a abreviatura de “MATrix LABoratory”, é um programa que usa uma linguagem de alto nível para computação técnica. Integra computação, visualização e programação num ambiente de fácil utilização onde os problemas e soluções são expressos em uma notação matemática simples. Normalmente é usado em matemática, computação, desenvolvimento de algoritmos, aquisição de dados, modelação, simulação, prototipagem, análise de dados, desenvolvimento de aplicações incluindo interfaces gráficas [31].

O Matlab é um sistema interactivo onde o elemento básico é a matriz, isto permite desenvolver uma programação muito mais rápida, especialmente em problemas que envolvam matrizes, tal não aconteceria em programas escalares e não interactivos como C e Fortran. É uma plataforma muito versátil que permite a interface com outras linguagens como C, C++ e Fortran [31].

Depois de introduzida a plataforma de desenvolvimento do programa, será explicada a forma como se encontra dividido o software desenvolvido. O software desenvolvido é composto por várias funções e pequenos programas.

Existe um programa principal que inicia três programas secundários, quando necessários. Além destes existem ainda pequenas funções responsáveis pelas comunicações Serie e USB. Temos um programa de detecção dos pontos visíveis pela câmara, e um que apenas detecta a marca do laser díodo. O terceiro programa é um pouco diferente pois é o único que apresenta uma interface gráfica que permite ao utilizador interagir com o equipamento mecânico. Nem mesmo o programa principal apresenta interface gráfica, mostrando apenas alguns pop up menus, no caso de existirem erros, seja necessário reiniciar a aquisição ou gravar dados. Este software irá correr integrado com o programa de representação gráfica das apófises espinhasas, desenvolvido num projecto paralelo.

Nos próximos capítulos será apresentada de forma mais detalhada o software desenvolvido.

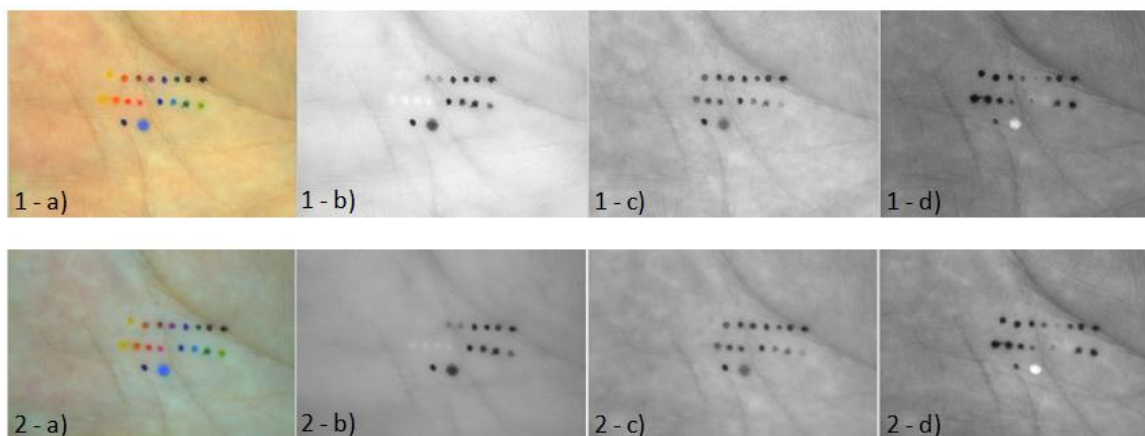
## Capítulo 4: Algoritmo de Detecção

Neste capítulo será apresentado o algoritmo de detecção das apófises espinhosas, assim como o algoritmo de detecção da marca do díodo laser. Será ainda feita uma pequena introdução ao processamento de imagem.

Antes de entrar em detalhes sobre os algoritmos serão apresentados os testes realizados para a escolha do melhor marcador para a pele. Foi com base nestes testes que o programa de detecção foi desenvolvido.

### 4.1 Testes para a escolha do Marcador

Para escolher o melhor marcador foi necessário realizar alguns testes. O primeiro teste realizado teve o intuito de descobrir qual seria a melhor cor para marcar a pele, para que esta seja bem visível na câmara. Foram realizados testes com canetas de feltro e canetas de acetato de diversas cores. Usou-se ainda nos testes lápis de maquilhagem azul e uma caneta cirúrgica azul.



**Figura 4.1:** Testes realizados na palma da mão primeira linha canetas de acetato, segunda linha canetas de feltro, terceira linha caneta cirúrgica e lápis de maquilhagem azul. a) Imagem em RGB, b) componente vermelha da imagem (R), c) componente verde da imagem (G), d) componente azul da imagem (B); Sequencia 1 com iluminação artificial, sequencia 2 iluminação natural

Os testes foram realizados na palma da mão pois facilitava a aquisição das imagens e em condições de luz diferentes, de forma a tentar salientar alguma característica que facilite a detecção.

À primeira vista o lápis de maquilhagem azul seria o mais fácil de detectar na pele, como se pode ver na figura 4.1 aparecendo na matriz azul do RGB como um ponto brilhante. Isto acontece porque a pele tem níveis baixo de azul e porque o lápis tem pigmentos puros. A detecção deste ponto poderia ser feita com alguma facilidade contudo a marcação das apófises seria demorada. Para fazer a marcação com lápis seria necessário

fazer um círculo na pele para a cor ficar visível e isso demora mais tempo e introduz um factor de erro na marcação, pois podemos estar a afastar do ponto correcto encontrado por palpação. Outro factor que nos levou a afastar esta hipótese foi o espalhamento da cor que ocorre devido à sudação e ao próprio teor em água da pele. Apesar de o lápis dos olhos não ter sido utilizado, este poderá ser utilizado numa versão futura se conseguirmos encontrar uma forma mais expedita de fazer a transferência do pigmento do lápis para a pele. Este teste também provou que a utilização de pigmentos puros poderia ser uma opção contudo não se encontrou uma forma viável de fazer a marcação na pele.

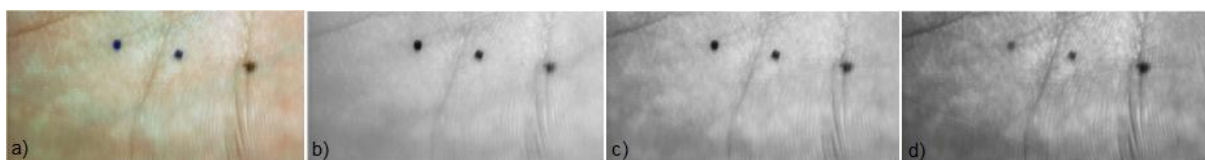
Canetas de cores claras e com vermelho como base, isto é amarelos, laranjas, vermelhos, castanhos, foram postos de parte pois as suas características em RGB assemelham-se muito a sinais vermelhos que possam existir na pele. Outro factor que nos levou a retirar estas cores foi o facto da própria pele ser composta por elevados índices de vermelho quando visualizada na câmara, o que tornava a extracção da informação dos pontos complicada.

Os pigmentos castanhos e a própria pele em RGB apresentam valores elevados de vermelho e médios a altos valores de verde sendo a componente azul a mais baixa, isso pode ser comprovado em tabelas de pigmentos ou em programas de edição de imagem que permitam observar os níveis de RGB [33]. Destes factos optou-se por usar marcadores azuis para a pele.

Como se vai usar o azul nos marcadores, a melhor opção de cor para o díodo laser seria o verde. Estando a cor vermelha posta de parte, pelas razões apresentadas anteriormente e porque existem sinais vermelhos, o que poderia ser um problema.

A utilização de canetas de feltro foi posta de parte pois sofriam um grande espalhamento na pele. Assim sendo sobrou a caneta cirúrgica azul e a caneta de acetato azul. Devido ao preço e facilidade de obtenção da caneta optou-se pela caneta de acetato nos testes efectuados.

Na figura 4.2 é apresentado um teste que foi realizado com a caneta de acetato, caneta cirúrgica e um sinal castanho.



**Figura 4.2:** Testes realizados na palma da mão. Da esquerda para a direita, caneta de acetato azul, caneta cirúrgica azul, sinal castanho. a) Imagem em RGB, b) componente vermelha da imagem (R), c) componente verde da imagem (G), d) componente azul da imagem (B).

Como podemos ver à primeira vista as componentes RGB parecem muito semelhantes, contudo a caneta de acetato e a caneta cirúrgica, apresentam valores de intensidade mais altos (na ordem dos 70, enquanto o sinal tem 30) na matriz azul (B), aparecendo mais esbatidas. E na matriz verde (G) acontece o oposto, o sinal castanho tem valores de intensidade mais altos (na ordem do 70, enquanto as canetas têm 40).

Numa primeira fase utilizou-se uma comparação entre os valores das matrizes azul e verde, para conseguir extrair a informação dos pontos. Este método funcionava muito bem e os sinais não eram problema na detecção, contudo a luz emitida pelas lâmpadas de Led, não era suficiente para conseguir realizar as aquisições rapidamente nem para conseguir os planos de focagem desejados. Assim sendo as lâmpadas foram alteradas para lâmpadas de halogéneo.

Todos os testes realizados na pele foram feitos com as lâmpadas de Led, não tendo existido tempo para estudar melhor os resultados com as lâmpadas de halogéneo, que possuíam uma luz amarelada comparativamente à luz branca dos led. Com a alteração das lâmpadas o algoritmo inicialmente desenvolvido para detectar os pontos na pele deixou de funcionar e teve de ser alterado. Podiam-se ter feito alterações ao algoritmo para este voltar a funcionar na pele, contudo este não funcionaria em todos os tipos de pele e decidiu-se otimizar o algoritmo para realizar detecções em lixa castanha, pois era o material artificial mais semelhante à pele no que toca à cor e reflexo da luz incidente. Apesar de tudo este material também não era ideal devido à rugosidade da própria lixa que por vezes originava reflexos anormais, contudo foi a melhor opção disponível.

Os testes realizados serviram para perceber que numa versão futura do equipamento terá de ser utilizado um marcador diferente, que se destaque por completo do fundo, isto é da pele. A utilização de canetas normais não é uma opção válida, pois pequenas alterações na iluminação e na própria pele são suficientes para alterar por completo a detecção.

Apesar destes factos é necessário provar que é possível encontrar as coordenadas espaciais das apófises espinhosas com este método de medição, independentemente do marcador utilizado. Assim sendo será seguidamente apresentado alguns conceito de processamento de imagem seguindo-se a evolução dos algoritmos de detecção que foram criados.

## 4.2 Processamento e análise de Imagens

Antes de avançarmos é importante definir o que é uma imagem, assim como o conceito de processamento e de análise de imagem.

### 4.2.1 Definição de imagem

Uma imagem pode ser definida como uma função de duas dimensões,  $f(x,y)$ , onde  $x$  e  $y$  são coordenadas espaciais de um plano e  $f$  para cada par de coordenadas  $(x,y)$  é a intensidade ou nível de cinzento desse ponto. Quando  $x, y$  e  $f$  são quantidades finitas discretas a imagem é chamada imagem digital e o seu processamento é chamado de processamento digital. Para realizar processamento digital recorre-se a computadores. A imagem digital é composta por um número finito de elementos, cada qual com uma localização específica e valor. A estes elementos, chama-se normalmente pixéis ou elementos da figura [31].

### 4.2.2 Processamento e análise de imagem

Processamento de imagem é qualquer forma de processamento de dados onde a entrada e a saída são imagens [31]. O objectivo do processamento de imagem é melhorar a imagem, quer seja, no aspecto visual para um melhor agrado por parte do analista humano quer seja em um aspecto mais funcional onde o objectivo é interpretar e reconhecer estruturas.

A análise de imagem está mais relacionada com a extracção de características da imagem, os dados de entrada são imagem e os de saída são normalmente valores, como dimensões, número de objectos, coordenadas, entre outros.

Neste trabalho o processamento e análise de imagem está direccionado para o reconhecimento de estruturas e medições de algumas características da imagem. Todo o software desenvolvido teve o intuito de reduzir ao máximo os tempo de processamento, pois é pretendido que o processamento seja feito em tempo real durante a aquisição dos dados. O software foi desenhado de forma a obter bons resultados sem usar operações muito complexas, reduzindo ao máximo o tempo de processamento. Em seguida serão apresentados os principais passos que foram realizados para retirar características da imagem.

### 4.2.3 Etapas do processamento de imagem utilizado na detecção das apófises espinhosas e da marca do laser díodo

Existem várias etapas de processamento de imagem de acordo com o objectivo a atingir, não existindo regras específicas. Nesta dissertação será seguida a linha de pensamento do autor Rafael Gonzalez [31], com algumas adaptações. O sistema de processamento e análise de imagem desenvolvido para detecção das apófises espinhosas pode ser dividido nos seguintes passos:

**Tabela 4.1: Etapas do processamento de imagem utilizado**

	Passo	Descrição
1	Formação da Imagem	Óptica e electrónica
2	Segmentação: Binarização	Converter a imagem de tons de cinzento para uma imagem binária
3	Acondicionamento (imagem binarizada)	Melhoramento da imagem, aplicação de máscaras
4	Segmentação: Etiquetagem (imagem binarizada)	Detecção de objectos
5	Extracção: Análise da assinatura dos objectos (imagem binarizada)	Retirar propriedades dos objectos detectados (diâmetros e centroide)
6	Classificação (imagem binarizada)	Classificação de cada objecto identificado

O primeiro passo é a formação da imagem e está dependente do conjunto de lentes e do sensor utilizado. Relativamente às lentes e ao sensor já foi referido no capítulo anterior que características podem ser alteradas de forma a conseguir as melhores condições para adquirir imagens para processamento.

A segmentação é uma etapa crucial no processamento de imagem, sendo uma das tarefas mais difíceis. Se esta não for realizada correctamente pode pôr em causa todo o processo de análise da imagem [31]. A segmentação refere-se ao processo de dividir a imagem em várias regiões ou objectos, tem como objectivo simplificar ou mudar a representação da imagem [32].



No segundo passo é realizada uma segmentação, mais propriamente uma binarização da imagem, isto é, a imagem de RGB adquirida pela câmara (composta por três matrizes com 256 níveis de cinzento) é convertida para uma imagem binária de uma única matriz (composta por zeros e uns). Com este passo pretende-se excluir toda a informação da imagem que é desnecessária para a análise da imagem. Depois de aplicada a binarização é atribuída às regiões de interesse o valor de 1 (objectos) e as restantes o valor de 0 (fundo). Com a imagem binária reduzimos significativamente a quantidade de dados, o que torna a sua manipulação mais fácil [32]. Com a imagem binarizada é possível aplicar operações lógicas sobre a imagem para extracção de características.

O acondicionamento da imagem é uma etapa do processamento que usa operações lógicas entre uma máscara (matriz) e a imagem para realçar ou reduzir / eliminar estruturas que surgiram do processo de binarização. Quando são eliminadas estruturas que são desnecessárias estamos a reduzir o tempo de processamento, pois haverá menos objectos a identificar. No acondicionamento os dados de entrada e saída são imagens binarizadas.

Existem várias formas de fazer a identificação de objectos com base na segmentação da imagem, nesta dissertação utilizou-se a Etiquetagem. Durante a etiquetagem é atribuído um valor / etiqueta a cada objecto da imagem. O critério utilizado para a identificação de objectos é realizado por um algoritmo de componentes ligados. Neste tipo de algoritmo todas as linhas da matriz são percorridas, sendo atribuída uma etiqueta a todos os pixéis não nulos. Depois de atribuídas as etiquetas, a matriz é novamente percorrida noutra direcção sendo propagada a etiqueta de menor valor, a propagação é feita a partir de uma vizinhança do elemento da matriz em estudo (normalmente são usadas vizinhanças a 4 ou a 8). O algoritmo termina quando deixa de haver a propagação das etiquetas. Com este algoritmo cada objecto na imagem fica referenciado com uma etiqueta própria, o que irá facilitar a sua localização para extracção de características.

A extracção de características permite retirar medidas dos objectos detectados. Como os objectos de interesse apresentam todos uma forma relativamente circular, será analisada a sua assinatura tendo como base a análise do maior e do menor diâmetro de cada objecto. Os diâmetros são calculados analisando a maior e a menor quantidade de 1's que existem seguidos no objecto. Além dos diâmetros será calculado o centroide, o centroide é calculado com base na seguinte expressão:

$$C_x = \frac{\sum_i x_i}{Area} \quad C_y = \frac{\sum_i y_i}{Area} \quad (4.1)$$

Onde a área é dada pela soma de todos os uns (1) que existem no objecto. As variáveis  $x_i$  e  $y_i$  são as coordenadas de cada pixel do objecto.



O último passo do processo de detecção é a classificação, nesta etapa os dados recolhidos na extracção das características dos objectos são analisados e é decidido com base num ou mais critérios se o objecto em estudo é ou não de interesse.

### 4.3 Evolução dos algoritmos de detecção das apófises espinhosas e da marca do laser díodo

O programa desenvolvido para encontrar as apófises espinhosas tem a mesma estrutura geral que o programa desenvolvido para encontrar a marca do laser díodo. Sendo as principais diferenças entre eles ao nível da segmentação, mais precisamente na binarização. Assim sendo será explicada a evolução dos algoritmos de uma forma genérica e apenas será explicada detalhadamente a versão final.

O primeiro passo dado no desenvolvimento do software de detecção, foi criar um programa que encontrasse pontos brancos numa imagem com fundo preto (imagem binarizada). Para realizar tal operação calculou-se as projecções dos pontos. Com as projecções consegue-se chegar às coordenadas dos pontos, este programa demorava cerca de 200 ms a processar cada imagem e após alguns melhoramentos passou a demorar 75 ms.

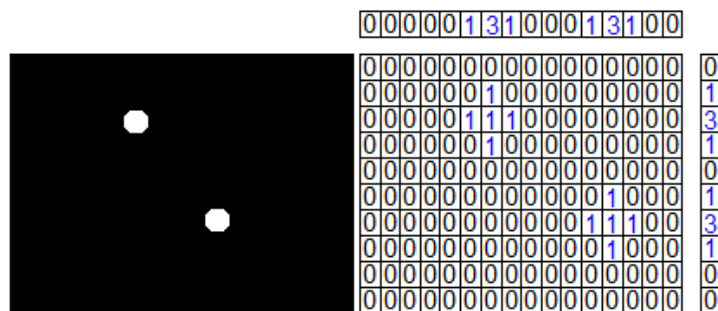


Figura 4.3: Imagem binarizada à esquerda, esquema de detecção por projecções à direita.

Este método foi abandonado pois era difícil distinguir pontos quando estes se encontravam alinhados, e no caso da imagem binarizada ter mais objectos além dos pontos seria muito difícil distingui-los.

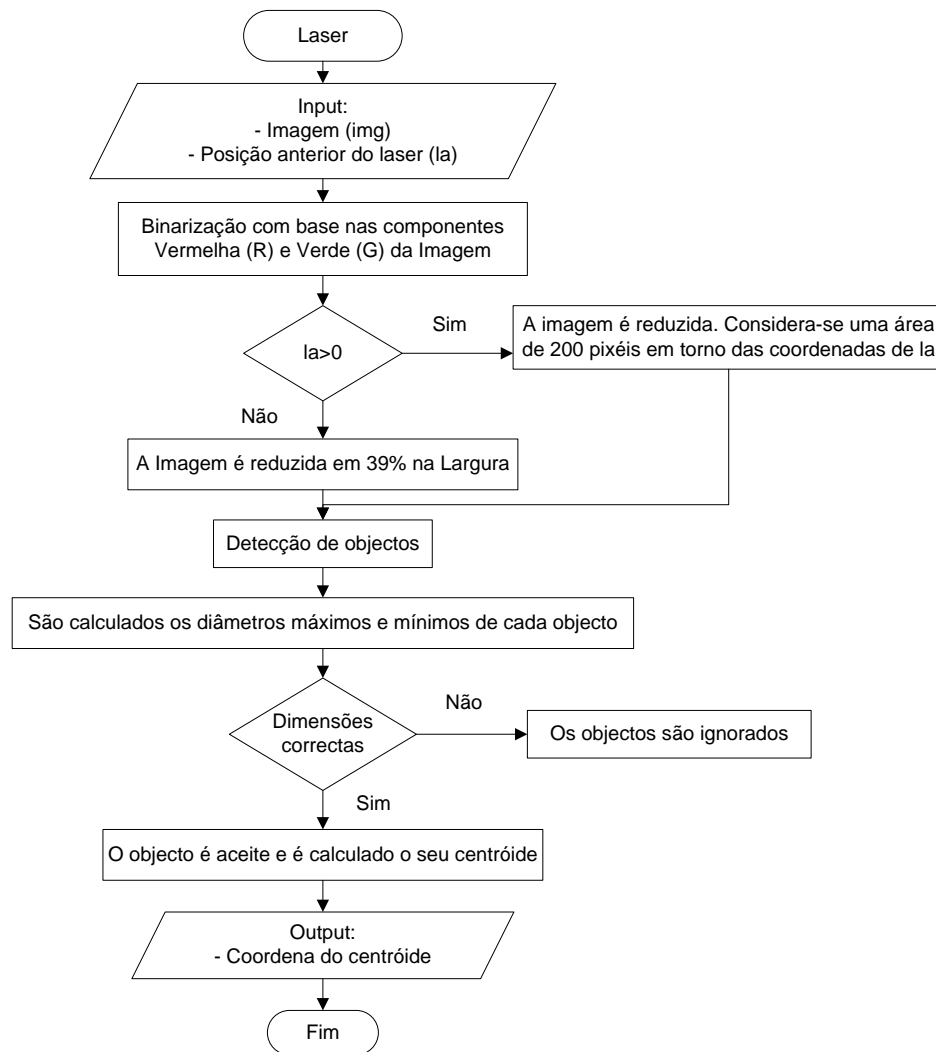
O segundo passo dado foi tornar os testes mais próximos do que se iria passar na realidade. Com esse propósito iniciou-se os testes com pontos marcados na pele e tirou-se fotografias. Como as fotografias são adquiridas a cores no formato RGB seria necessário realizar a binarização da imagem, como os pontos marcados eram azul optou-se por usar apenas a componente azul da imagem (B). Com esta matriz definiu-se um valor de threshold (calculado a partir de uma percentagem do valor máximo da matriz), este valor ia ser posteriormente usado para a binarização. Os elementos da matriz com um valor superior ao do threshold eram convertidos a 1 e os com um valor inferior eram convertidos em 0. Com a imagem binarizada poderíamos proceder à detecção dos pontos, o algoritmo escolhido para

tal tarefa baseava-se numa máscara (matriz) com a forma e as dimensões do ponto, esta máscara percorria toda imagem e sempre que houvesse uma coincidência entre a máscara e a imagem, significava que nos encontrávamos no ponto e as suas coordenadas eram guardadas. Este algoritmo demorava cerca de 70 ms a processar a imagem, contudo também teve de ser abandonado. Quando a binarização realizada criava muitos objectos além dos pontos, a máscara entrava muitas vezes dentro desses objectos e considerava-os como pontos, isto dava origem a muitos falsos positivos. Mesmo melhorando a binarização, este algoritmo era muito propenso a dar falsos positivos.

Depois de se ter realizado diversos testes, decidiu-se alterar o rumo do desenvolvimento do software e apostar em funções mais complexas que apesar de demorarem mais tempo de processamento seriam melhores em termos de controlo de variáveis e da própria detecção dos pontos. Foram feitos novos testes com o díodo laser e os pontos na pele de forma a melhorar a binarização assim como a detecção. A partir deste momento o programa desenvolvido sofreu apenas ligeiras alterações até ao resultado final que será apresentado seguidamente.

Iremos começar por apresentar o algoritmo de detecção do díodo laser.

## 4.4 Algoritmo de detecção marca do laser díodo

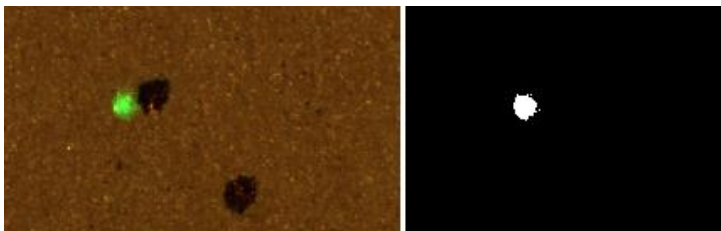


Algoritmo 4.1: Detecção das coordenadas da marca do Díodo laser

No algoritmo 4.1 encontra-se o esquema de funcionamento da função criada para a detecção da marca do díodo laser na pele (Laser). Quando esta função é chamada é necessário introduzir a imagem retirada da câmara (img) assim como as coordenadas anteriores do laser (la). Caso as coordenadas anteriores do laser não existam é introduzida uma matriz nula ([0,0]). Esta função segue a sequência de eventos descritos na tabela 4.1 sendo o primeiro passo realizado, uma segmentação da imagem, mais precisamente uma binarização. Para conseguir o máximo de informação sobre a marca do díodo laser a binarização foi feita comparando a componente vermelha (R) da imagem com a componente verde (G). Com o intuito de realizar essa comparação e conseguir obter directamente a imagem binarizada utilizou-se o seguinte código em Matlab:

$$img\_laser = (img(:, :, 2) > img(:, :, 1) + 0.25 * img(:, :, 1));$$

O que esta linha de código faz é comparar a componente vermelha da imagem ( $\text{img}(:, :, 1)$ ) com a componente verde ( $\text{img}(:, :, 2)$ ). Quando o valor do elemento da matriz na componente verde é superior em 25% (este valor foi retirado dos teste realizados) do mesmo elemento da matriz na componente vermelha, esse elemento na nova matriz ( $\text{img\_laser}$ ) passa a valer 1, caso contrário é atribuído o valor 0. Depois de realizada esta comparação em todos os elementos da matriz, a imagem inicial constituída por três matrizes RGB em tons de cinzento foi convertida para uma única matriz binarizada com a informação da marca do díodo laser, figura 4.3.



**Figura 4.4: Resultado da binarização. Imagem original à esquerda, imagem binarizada à direita.**

Com a imagem binarizada será feita uma redução da imagem, isto é, será apenas analisada a área de interesse da imagem. Ao reduzir a imagem serão analisados menos píxeis o que torna o algoritmo mais rápido. Nesta fase analisa-se a posição anterior do laser caso esta seja uma matriz nula, reduz-se as dimensões da matriz (imagem binarizada) em 39% da largura, isto é serão considerados apenas 250 píxeis (a uma distância de 33,1 cm, equivale a 1,2 cm, dados recolhidos durante os testes – Anexo A) a partir do valor central para cada lado. Na vertical não serão feitas reduções à imagem considerando-se todas as linhas da matriz. Esta redução pode ser feita pois a marca do laser tem grande amplitude de movimento na vertical (o que permite medir a distância) e reduzido movimento na horizontal. No caso das coordenadas anteriores do laser serem diferentes de zero considera-se apenas uma área de 200 píxeis em torno da coordenada. A escolha destes 200 píxeis está relacionada com a sua dimensão real para uma distância de 33,1 cm (distância de posicionamento do individuo sob estudo), 200 píxeis a esta distância correspondem aproximadamente a 1 cm, assim sendo a janela de visualização terá 2 por 2 cm. Como a distância entre apófises consecutivas na vertical não ultrapassa os 3 cm ( $18,4 \pm 9,7$  mm, valores retirados por majoração dos dados recolhidos pela Dra. Cláudia Quaresma em grávidas na fase final) e na horizontal não ultrapassa os 4 mm ( $1,6 \pm 2$  mm) a janela de visualização é adequada, além disso será retirada mais de uma imagem entre vértebras consecutivas.

No passo do acondicionamento da imagem, não foi necessário fazer melhoramentos à imagem uma vez que o processo de binarização é muito eficiente.

O próximo passo realizado foi uma etiquetagem dos objectos que teve por base uma análise dos componentes ligados [31]. Com este passo é possível identificar cada objecto na

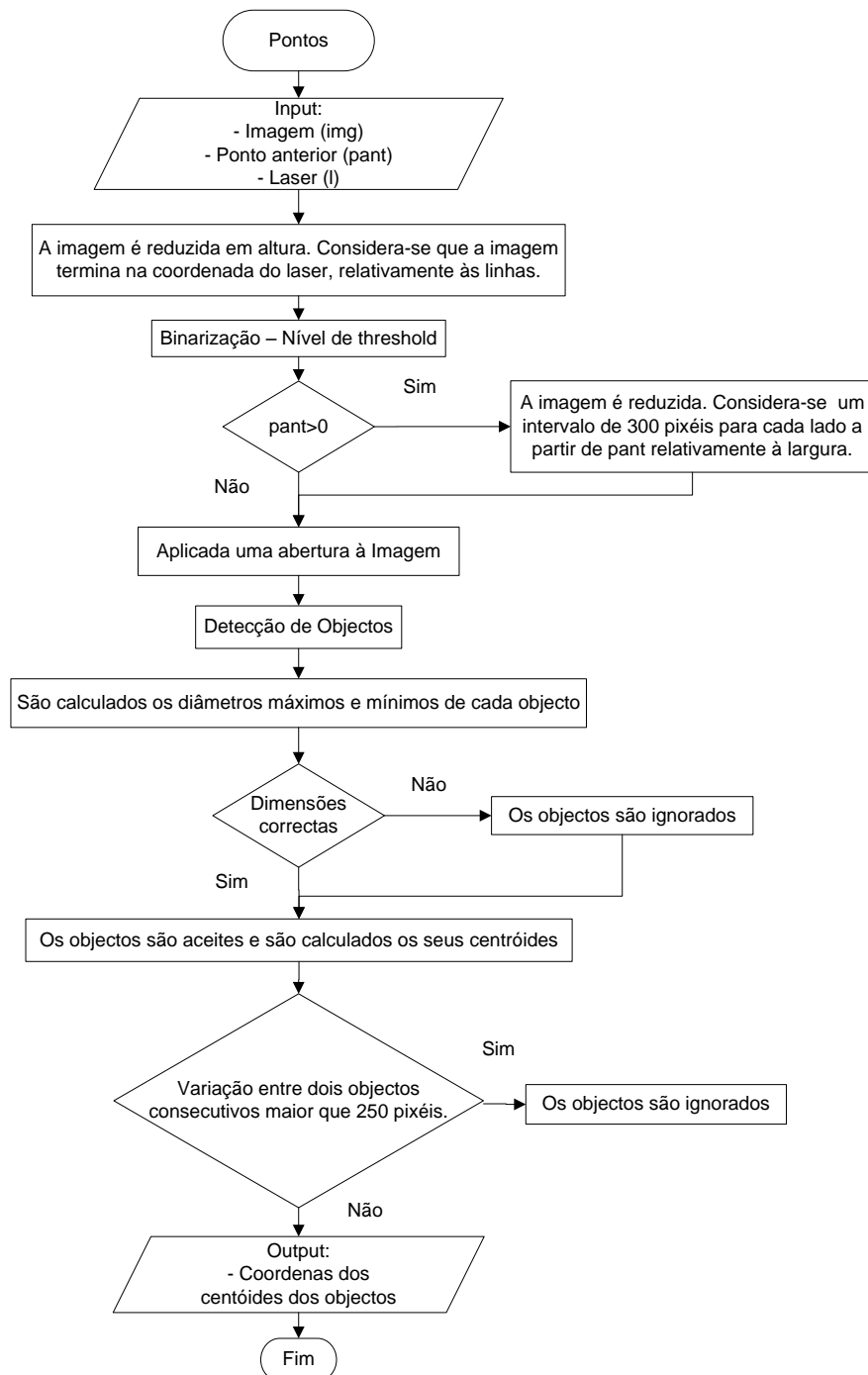
imagem e proceder ao passo seguinte que é a extracção de características, através da análise da assinatura dos objectos, para isso calculou-se as dimensões do maior e do menor eixo de cada objecto. Com as dimensões dos objectos é necessário proceder à sua classificação e verificar se o objecto detectado corresponde mesmo à marca do laser. Depois de realizados vários testes chegou-se à conclusão que o eixo menor nunca é inferior a 15 pixéis e que o eixo maior nunca é superior a 80 pixéis. Devido à inclinação do díodo laser e às próprias características deste, a marca na pele por vezes não é redonda, assim sendo foi criada uma condição para aceitar objectos que não sejam totalmente redondos. Chegou-se à conclusão que um incremento de 35% no valor de eixo menor seria suficiente para este ser superior ou igual ao eixo maior, não podendo ultrapassar os 95 pixéis. Tais condições encontram-se representadas no seguinte código:

```
u=(STATS(i).MinorAxisLength + (STATS(i).MinorAxisLength*0.35));  
if((u <= 95) && (STATS(i).MajorAxisLength <= u) && (STATS(i).MinorAxisLength >=  
15) && (STATS(i).MajorAxisLength <= 80))
```

*STATS(i)* - representa o objecto que está a ser analisado.

Caso esta condição seja respeitada o objecto em estudo é considerado a marca do díodo laser e o seu centroide é calculado. Com o centroide calculado, a função termina e são devolvidas as coordenadas do laser em pixéis.

## 4.5 Algoritmo de detecção das apófises espinhosas



Algoritmo 4.2: Detecção das coordenadas das apófises espinhosas

Para realizar a detecção dos pontos foi criada uma função chamada “pontos” esta função procura pontos novos que se encontrem acima do laser.

No algoritmo 4.2 encontra-se o esquema de funcionamento da função. Quando esta função é chamada é introduzida a imagem retirada da câmara (img), as coordenadas do último ponto detectado (pant) e as coordenadas do laser (l). O código desta função segue a

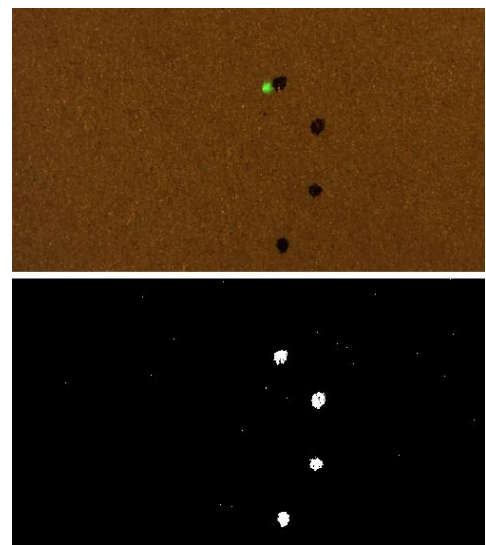
sequência de passos descrita na tabela 4.1, contudo antes de seguir esses passos foi feita uma redução da imagem. Como pretendemos localizar pontos acima das coordenadas do laser podemos desprezar a informação da imagem que se encontra abaixo das coordenadas de linha do laser, isto vai tornar o processamento mais rápido. Depois da redução da imagem em altura e voltando à tabela 4.1, o primeiro passo a realizar é a binarização, para extrair o máximo de informação com a binarização, num primeiro passo comparou-se a matriz da componente verde (G) com a matriz da componente azul (B) da imagem, contudo foi necessário alterar a iluminação (passando de leds para lâmpadas de halogéneo) para conseguir realizar aquisições da imagem mais rápidas e conseguir mais planos de focagem. Com as lâmpadas novas o RGB da imagem foi alterado, sendo necessário modificar a forma de binarização que tinha sido anteriormente estudada. Em vez de realizar comparações entre matrizes estabeleceu-se um nível de threshold, este nível foi definido manualmente e com base em alguns testes experimentais. O que o nível de threshold faz é especificar o valor a partir do qual o nível de cinzento da imagem é considerado 1.

```
img_pontos = ones((laser(1,1)-50),z(1,2))-im2bw(img(1:(laser(1,1)-50),:,2),0.1);
```

Nesta linha de código é feita a redução da imagem e simultaneamente é utilizada a componente verde da imagem (*img(1:(laser(1,1)-50),:,2)*) para criar a imagem binarizada. Foi escolhida a componente verde pois era aquela que introduzia menos aberrações na imagem binarizada, esta escolha não está relacionada com a cor dos pontos, pois o RGB deste foi alterado pela alteração da iluminação. No matlab o nível de threshold define-se de 0 a 1, tendo sido utilizado um nível de 0,1 (26, numa escala de 0 a 255) com o threshold definido cada elemento da matriz é analisado sendo atribuído o valor 1 se este for superior ao threshold ou 0, caso contrário. Como o

resultado de tal processo iria originar uma imagem com os pontos a 0 e o fundo a 1, subtraiu-se a imagem obtida a uma imagem de 1's. O resultado da binarização pode ser visto na figura 4.4.

Novamente de forma a tornar o algoritmo mais rápido é feita uma nova redução à imagem. Tal redução só é executada se as coordenadas do ponto anterior (*pant*) foram diferentes de zero. Se for possível somar e subtrair 300 pixéis (equivalem a 1,5 cm, a 33,1 cm do equipamento, o que é mais que suficiente para ver todos os pontos que possam



**Figura 4.5: Resultado da binarização dos pontos. Imagem original no topo, imagem binarizada em baixo.**

aparecer na imagem) à coordenada da coluna da variável *pant* sem sair dos limites da imagem, a imagem é reduzida na largura.

Passemos agora ao acondicionamento, para melhorar a imagem aplicou-se uma abertura, de forma a reduzir os artefactos provenientes da binarização. Esta operação é o resultado de uma erosão seguida de uma dilatação da imagem com a mesma máscara. Com esta operação são mantidas todas as estruturas quer sejam semelhantes à máscara ou nas quais a máscara comporte o seu interior. Foi utilizada uma máscara em forma de disco com uma dimensão de 4 pixéis a uma vizinhança a 4 (as diagonais não são analisadas), o resultado da máscara pode ser observado na figura 4.5.

Seguidamente foi realizada a etiquetagem e a classificação dos objectos detectados, o processo realizado é semelhante ao descrito para a detecção da marca do laser. Variando apenas nas dimensões limites para que o objecto seja aceite. A classificação realizada teve como base o seguinte código:

```
u1=(STATS_P(1).MinorAxisLength + (STATS_P(1).MinorAxisLength*0.6));
if((u1 < 85) && (STATS_P(1).MajorAxisLength <= u1) &&
(STATS_P(1).MinorAxisLength > 10) && (STATS_P(1).MajorAxisLength < 60))
```

*STATS(i)* - representa o objecto que está a ser analisado.

No caso dos pontos foi necessário utilizar um incremento maior do eixo menor, pois os pontos nos testes realizados apresentavam-se com uma forma elipsóide, e não tão redonda como a marca do laser díodo. A forma elipsóide também se deve à própria marcação na pele.

De forma a melhorar o método de classificação, foi acrescentado mais um passo. Como sabemos que na horizontal a diferença entre dois pontos não ultrapassa os 4 mm ( $1,6 \pm 2$  mm), foi adicionada mais uma restrição, a variação na horizontal entre dois objectos consecutivos não pode ser superior a 250 pixéis (a 33,1 cm equivale a 1.2 cm).

Com os pontos detectados a função termina e devolve uma matriz com as suas coordenadas.

Depois de apresentados os algoritmos desenvolvidos podemos passar à apresentação da estrutura do programa desenvolvido.

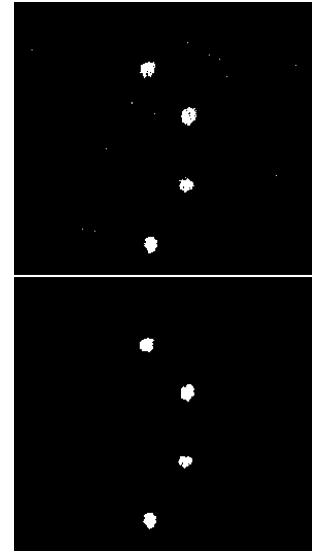


Figura 4.6: Aplicação de uma abertura à imagem. Imagem original no topo, resultado da abertura em baixo.



## Capítulo 5: Programa

Neste capítulo será apresentada a estrutura completa do programa desenvolvido. Iremos começar por apresentar interface gráfica desenvolvida.

### 5.1 Interface gráfica

Foi desenvolvida uma interface gráfica (*Posicionamento\_Manual*) para a interacção do utilizador com o programa, tentou-se criar uma interface simples e intuitiva.

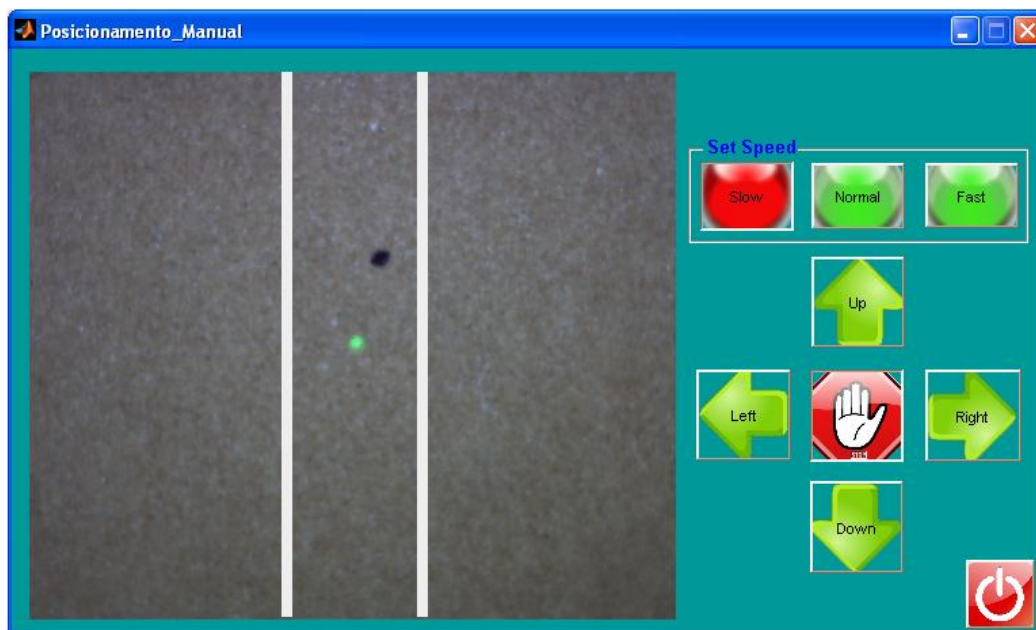


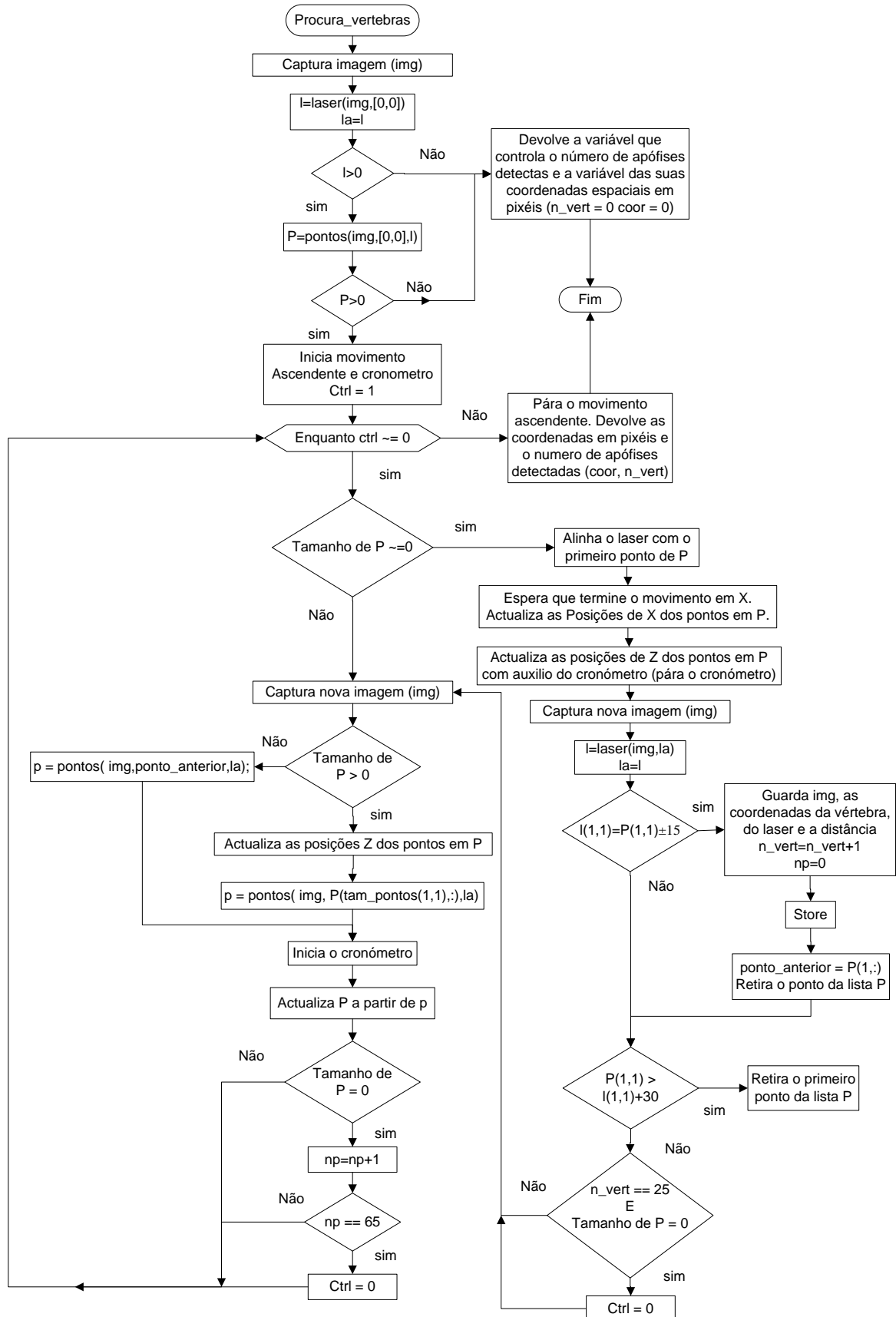
Figura 5.1: Interface gráfica

Como se pode ver na figura 5.1 a interface gráfica é composta por setas direccionais e alguns botões. As setas direccionais servem para colocar o instrumento na posição inicial de uma aquisição (*Home Position*, ver anexo B). O utilizador deve usar estas setas para colocar os pontos marcados, nas costas dos indivíduos em estudo, entre as barras brancas e a marca do diodo laser deve estar abaixo do primeiro ponto. De forma a facilitar o posicionamento o utilizador tem ao seu dispor três velocidades diferentes. Assim que estiver terminado o posicionamento manual o utilizador apenas terá de pressionar o botão de Exit. Após esta acção aparecerá uma barra de estados, que serve para informar o utilizador que o programa está a ser executado. Quando terminada a aquisição o utilizador terá de responder a algumas questões do tipo: deseja guardar os dados? / deseja realizar uma nova aquisição?, este tipo de perguntas surgirá na forma de *pop up menus*. No caso de ter ocorrido algum erro da detecção também surgirão mensagens de erro. (Para mais detalhe sobre a parte gráfica e sobre a interacção do utilizador com o programa pode consultar o Anexo E, onde se encontra o manual do utilizador)

### 5.2 Funcionamento do Programa

Para facilitar a apresentação do programa desenvolvido, será apresentado primeiro o algoritmo de aquisição de dados (coordenadas espaciais das apófises espinhosas) e depois o programa completo onde também está integrada a interface gráfica.

## 5.2.1 Algoritmo de aquisição de dados



Algoritmo 5.1: Aquisição de dados

Este algoritmo (*procura\_vertebras*) é a componente mais importante de todo o programa desenvolvido, o seu desempenho vai ser decisivo para o sucesso ou fracasso de uma aquisição. Na página anterior encontra-se representado de uma forma geral, o seu esquema de funcionamento. Para uma melhor compreensão do algoritmo este será explicado detalhadamente. O objectivo principal deste algoritmo é realizar a sobreposição da marca do díodo laser com os pontos e calcular a terceira coordenada (Y).

A primeira acção que o algoritmo realiza, é retirar uma imagem da câmara (*img*), esta imagem é analisada em busca da marca do díodo laser chamando para esse efeito o algoritmo de detecção do laser, descrito anteriormente. Caso não seja encontrado o laser o algoritmo termina devolvendo a variável que controla o número de apófises detectadas (*n\_vert*) e a variável que grava as suas posições em pixel (*coor*) igual a zero. No caso de ser encontrada a marca do laser díodo, segue-se a procura dos pontos. Para detectar os pontos utiliza-se o algoritmo de detecção de pontos explicado anteriormente, no caso de não existirem pontos detectados o programa termina devolvendo as mesmas variáveis explicadas para o caso de não existir a marca do díodo laser.

Quando são encontrados pontos estes são adicionados a uma lista *P* (coordenadas em pixéis (x, z)), como o instrumento irá mover-se a uma velocidade constante e conhecida, será utilizado um cronómetro para actualizar a coordenada vertical (z) dos pontos em pixéis na lista. Assim que é dada a instrução ao equipamento para este iniciar o movimento ascendente o cronómetro é activado. Com o equipamento a movimentar-se, o laser encontrado e os pontos na lista *P* o algoritmo vai entrar num ciclo e só irá sair deste quando não existirem mais pontos na lista e quando não forem encontrados mais pontos novos (*p*).

Dentro deste ciclo o primeiro passo a realizar enquanto existirem pontos na lista *P*, é calcular a distância em pixéis no eixo horizontal (X) entre a marca do laser e o ponto. Para proceder ao alinhamento entre os dois é necessário converter a distância em pixéis para uma distância real em micrómetros, essa conversão é feita com recurso à distância (y) a que o plano que contém os pontos se encontra do centro focal da lente e do ângulo de visão da câmara na horizontal. A distância é calculada como descrito anteriormente recorrendo à trigonometria, com a distância e o ângulo de visão da câmara calcula-se facilmente a dimensão da janela de visualização e por conseguinte a dimensão de cada pixel (basta dividir a dimensão da janela pela resolução da câmara na horizontal). Sabendo a distância real que o equipamento tem de se mover para realizar o alinhamento pode enviar-se o comando ao hardware. Para realizar o alinhamento, são utilizados os comandos **Get X** e **Go X** (ver anexo B). Enquanto o hardware se move na horizontal o software aguarda que este chegue à posição de destino, este compasso de espera serve para evitar erros de posicionamento. Como existiu movimento na horizontal é necessário actualizar as

coordenadas  $X$  dos pontos na lista  $P$ , tal actualização é facilmente conseguida somando ou subtraindo a distância deslocada em pixels às coordenadas horizontais dos pontos na lista  $P$ . Como já passaram alguns milissegundos é necessário actualizar a posição vertical dos pontos, desta vez conhecemos a distância real percorrida, calculada com recurso à velocidade ascendente e tempo decorrido e queremos transforma-la em pixels. Para isso é necessário saber quanto é que vale cada pixel e fazer a conversão. O valor real de cada pixel é calculado de forma semelhante à descrita anteriormente com a pequena particularidade que se tem de usar o ângulo de visão da câmara e a resolução desta na vertical. Com a dimensão real de cada pixel pode converter-se a distância percorrida em pixels e somar este valor à coordenada  $z$  de cada ponto na lista  $P$ .

É altura de tirar uma nova imagem e verificar a posição da marca do laser. Se a coordenada  $z$  do primeiro ponto da lista  $P$  estiver contida num intervalo de 15 pixels (aproximadamente 0,7 mm) em torno da coordenada  $z$  do laser, é realizada uma detecção. Este intervalo de 15 pixels não irá introduzir um grande erro na detecção, pois a dimensão tanto da marca do laser como dos pontos é de aproximadamente 2 mm. Acontecendo sempre a detecção quando estes estão sobrepostos, este intervalo pode ser mais tarde melhorado se reduzirmos o tempo de processamento. No momento da sobreposição é calculada a distância da apófise, é dada a instrução ao hardware para guardar as posições das calhas, também são guardadas as coordenadas em pixels do ponto e a variável que conta o número de detecções é incrementada ( $n\_vert$ ). O ponto detectado é retirado da lista  $P$ , mas as suas coordenadas são guardadas numa variável auxiliar *ponto\_anterior*, a sua função será explicada a seu tempo. No caso da condição de detecção não ser respeitada o algoritmo continua a sua execução.

Em seguida segue-se uma protecção para o caso de o laser já ter passado pelo ponto e este não ter sido detectado. Esse ponto é retirado da lista  $P$  sendo possível continuar a detecção. Contudo como um ponto foi perdido a aquisição não será válida.

Neste momento é verificado se já foi atingido o limite das detecções, 25 apófises espinhosas é o valor máximo para uma aquisição válida. Se este valor já tiver sido alcançado e não existirem mais pontos em memória a aquisição termina, caso contrario o programa continua.

É novamente altura de retirar uma imagem da câmara, esta imagem será utilizada para procurar novos pontos e para actualizar desta vez utilizando a realidade a lista  $P$ . A primeira coisa a fazer é verificar se há pontos na lista  $P$ , caso esta esteja vazia será utilizada a variável auxiliar *ponto\_anterior* para encontrar novos pontos recorrendo ao algoritmo pontos. Caso a lista não esteja vazia será utilizado o último ponto da lista  $P$ . Da utilização do algoritmo de procura de pontos é criada uma nova lista de pontos intitulada de  $p$ . A lista até

agora utilizada,  $P$ , se não se encontrar vazia é actualizada matematicamente como anteriormente sendo os seus valores comparados com a nova lista,  $p$ . Caso existam pontos semelhantes nas duas listas a lista  $P$  é actualizada com os valores  $p$  e no caso de existirem pontos novos em  $p$  estes são adicionados a  $P$ . Se por acaso ocorrer  $P$  estar vazio e tiverem sido encontrados pontos novos em  $p$ ,  $P$  passa a ser igual a  $p$ . A utilização de uma lista que é actualizada está relacionada com a detecção dos pontos, quando a marca do Díodo laser se encontra perto dos pontos esta altera o seu RGB o que pode dificultar a detecção do ponto. Também se optou por utilizar esta lista para evitar que o mesmo ponto seja detectado mais de que uma vez, se a detecção se basear apenas no que se está a ver na realidade poderia acontecer, tirar duas imagens no intervalo de pixéis considerado para uma detecção o que resultaria numa detecção dupla do mesmo ponto.

Depois da lista  $P$  ter passado pelo processo de actualização é verificado o seu tamanho, se ainda existirem pontos na lista  $P$  todo o processo é repetido até deixarem de existir pontos em  $P$ . Se não existirem pontos na lista, é forçada a pesquisa de mais pontos se estes continuarem a não ser detectados o ciclo termina, o movimento ascendente termina e são devolvidas duas variáveis uma com o número de apófises detectadas ( $n\_vert$ ) outra com as suas coordenadas em pixéis e as distancias ântero-posterior de cada apófise ( $coord$ ). No código foi necessário forçar a pesquisa de novos pontos, porque numa imagem só é possível detectar pontos separados por uma distância de 2,5 cm, limitado pelo ângulo de visão da câmara e pela posição a que o laser se encontra. Esta medida além de prevenir a falha na detecção dos pontos separados por uma distância superior ao permitido pelo ângulo da câmara, evita que a detecção de todos os pontos termine precocemente. Tendo por base os testes realizados, estabeleceu-se que 65 ciclos do programa (ciclo while) garantem a detecção dos pontos até uma vertical de 5 cm (valor máximo dos dados recolhidos pela Dra. Cláudia Quaresma 44,2 mm).

Como é nesta parte do código desenvolvido que decorre a aquisição de dados, será esta secção que determinará o tempo de uma aquisição. O tempo da aquisição está directamente relacionado com a velocidade de ascensão do equipamento, contudo esta velocidade tem de ser escolhida em função do tempo de processamento. É o tempo de processamento que determina o intervalo de tempo em que uma imagem nova é analisada. Introduzindo um cronómetro no código, verificou-se que a imagem que é utilizada na detecção do laser, altura mais importante do código pois é onde se decide se estamos ou não sobre o ponto, ocorre a cada 330 ms. Como os pontos marcados têm praticamente 2 mm de diâmetro e para conseguir ter uma boa detecção deve ser retirada uma imagem a cada 1mm, para garantir que o ponto é sempre detectado pelo menos uma vez. Por estas razões foi escolhida uma velocidade ascendente de 3,44 mm/s, o que significa que é analisada uma imagem a cada 1,14 mm. Se assumirmos que a coluna vertebral tem pelo

menos 500 mm o tempo de uma aquisição será de 2min e 25 seg. À primeira vista parece muito tempo para uma aquisição completa, contudo se formos ver em que parte do processamento estamos a perder mais tempo, verificamos que é nas comparações e na comunicação série (limitação do software de desenvolvimento - Matlab), o que se torna difícil de melhorar pelo menos nesta primeira versão do protótipo. A detecção das coordenadas do laser demora cerca de 31 ms e a detecção dos pontos cerca de 95 ms o que significa que estão a ser gastos 204 ms em todas as outras operações. Com estes valores podemos verificar que a detecção é bastante eficiente, contudo a comunicação, cálculos e comparações precisa de ser melhorada para se conseguir aquisições mais rápidas.

## 5.2.2 Estrutura completa do funcionamento do programa

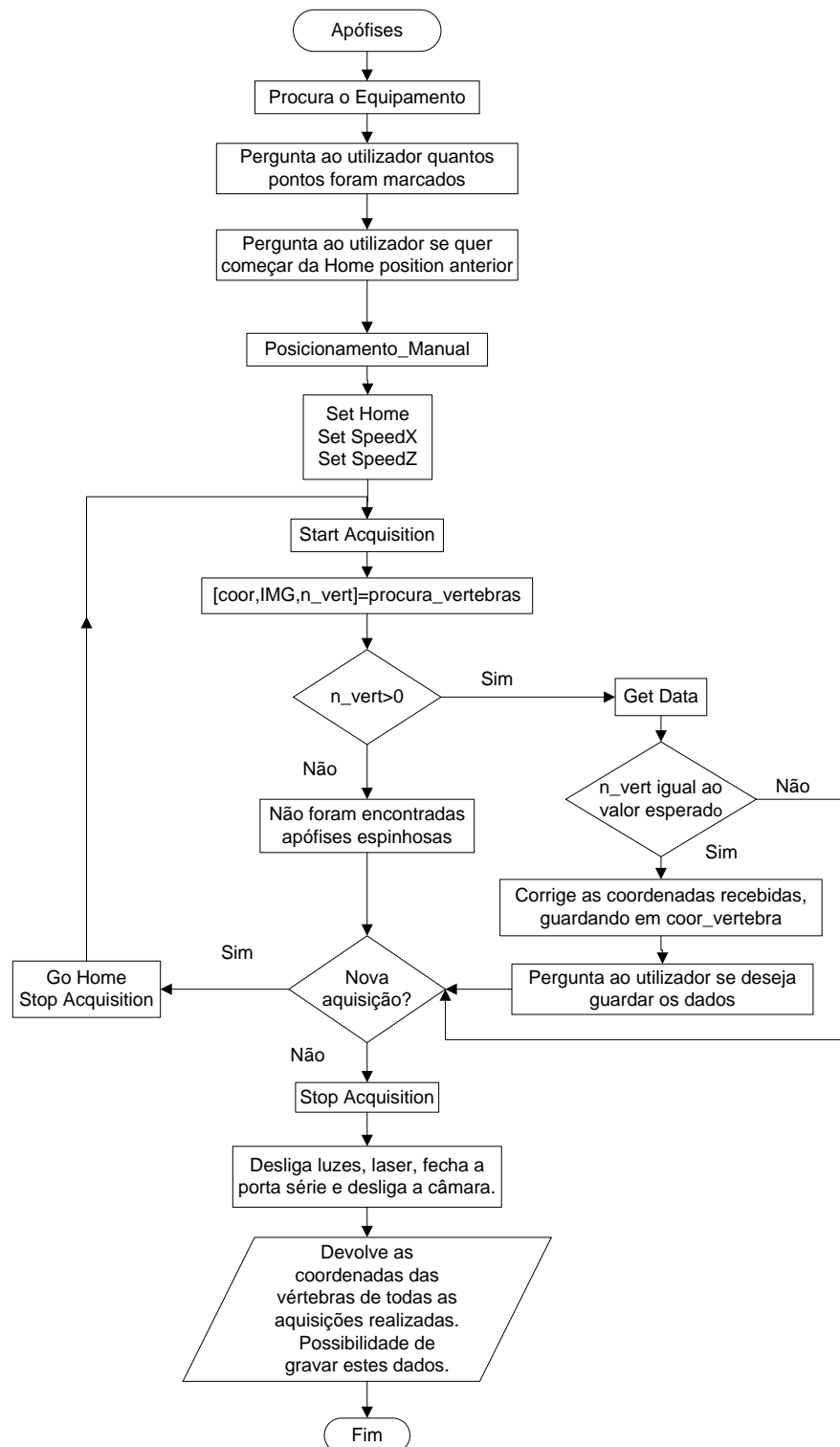


Figura 5.2: Esquema de funcionamento do programa desenvolvido

Depois de terem sido apresentados todos os algoritmos mais relevantes do programa desenvolvido podemos por fim apresentar a sua estrutura completa.



O programa chama-se Apófises e pode ser chamado a partir de outro programa (Software de representação da coluna vertebral, desenvolvido por Carla França) ou ser executado independentemente.

Quando o programa é chamado ou executado a primeira coisa que este vai fazer é procurar qual é a porta série do computador a que o instrumento se encontra ligado. O software sabe que o instrumento está ligado quando recebe resposta a um comando de *Status*, se por acaso não existir resposta surgirá um *pop up menu* a dizer que o instrumento não se encontra ligado ao computador.

Em seguida o utilizador é questionado sobre o número de apófises que foram marcadas, este input dado pelo utilizador serve para o software saber se uma aquisição é bem sucedida ou não. No caso de serem detectadas mais ou menos apófises das que se estavam à espera aparece um *pop up menu* a dizer o número de apófises detectadas seguido de outro *pop up menu* com a pergunta: “Deseja realizar nova aquisição?”. O número de apófises detectadas varia quando o movimento do indivíduo sobre estudo no plano ântero-posterior é amplo fazendo com que o mesmo ponto seja detectado duas vezes ou se perca mesmo um ponto. Na fase de testes foi utilizada lixa como substituto da pele humana. Por vezes, devido às características rugosas e pouco uniformes da lixa, o programa de detecção interpretava um ponto como sendo dois pontos distintos, originando um falso positivo. No entanto, esta aquisição não seria válida pois esta situação encontra-se protegida pelo número que o utilizador introduz quando marca os pontos.

Surgirá ainda mais um *pop up menu* a perguntar ao utilizador se pretende começar a aquisição a partir de uma **Home position** anterior, isto serve apenas para poupar trabalho ao utilizador. Seguidamente aparecerá a janela de posicionamento manual, onde o utilizador poderá ainda fazer alguns ajustes ou colocar o laser na posição correcta para iniciar a aquisição. Ao fechar esta janela será dado início ao processo automático de detecção das apófises espinhosas.

Nesta fase é definida uma nova **Home position**, é enviado ao hardware as velocidades para realizar a aquisição e a instrução que a aquisição vai começar. Neste momento é activado o algoritmo de *procura\_vertebras* e basta aguardar que este termine a sua tarefa. Quando o algoritmo termina este devolve o número de vértebras encontradas (*n\_vert*), as coordenadas das mesmas em pixéis e a distância ântero-posterior (*coor*) e também devolve as imagens no momento da detecção (*IMG*). Este último parâmetro não será utilizado no programa mas foi muito útil durante o seu desenvolvimento, pois permitir observar se as detecções estavam a ser realizadas no momento em que o laser estava alinhado com o ponto ou não.

Em seguida é analisada a variável  $n\_vert$  se esta for igual a zero aparece um *pop up* menu a dizer que não foram detectadas apófises espinhosas, caso contrário são pedidas ao hardware as coordenadas que este guardou (**Get Data**). No caso de a variável  $n\_vert$  não ser igual ao número introduzido no início pelo utilizador aparece um *pop up* menu a dizer o número de apófises detectadas, não entrando os dados encontrados para a aquisição. No caso de ser igual as coordenadas retiradas do instrumento são corrigidas com o auxílio das suas posições em pixéis. Esta correcção baseia-se na passagem das coordenadas para o mesmo ponto de referência, neste caso foi utilizado o centro da câmara. Com as coordenadas corrigidas é perguntado ao utilizador se deseja guardar os dados e se este deseja realizar uma nova aquisição. No caso de se fazer uma nova aquisição é terminada a aquisição anterior e o instrumento volta para a **Home position** de onde se repete todo o processo. Caso contrário é terminada a aquisição, as luzes, o laser e a câmara são desligados e a porta série é fechada.

É novamente perguntado ao utilizador se deseja guardar os dados das aquisições efectuadas. Independentemente da resposta são devolvidos todos os dados adquiridos, três colunas correspondentes às coordenadas X, Y e Z separadas por uma fila de zeros no caso de mais de uma aquisição. Esta pergunta serve para o utilizador poder guardar os dados sempre num ficheiro, eles no fim são sempre devolvidos para o caso do programa ser executado a partir de um programa externo, disponibilizando assim directamente os dados.

## Capítulo 6: Construção dos Componentes mecânicos

Este capítulo é dedicado à construção das peças que serviram de suporte ao material utilizado na detecção das apófises espinhosas.

As peças projectadas além de permitirem o suporte do díodo laser, fontes de iluminação e câmara, também teriam de permitir o acoplamento dos mesmos à estrutura móvel, e cuja descrição faz parte de outra tese.

As peças antes de serem construídas foram projectadas, recorrendo a um programa tipo CAD (Computer Aided Design ou desenho auxiliado por computador). O software escolhido foi o AutoCad, é um software muito utilizado na elaboração de peças de desenho técnico em duas dimensões e para a criação de modelos tridimensionais.

O AutoCad foi usado na construção bidimensional das peças recorrendo a desenho técnico, para uma posterior produção. Assim como na construção tridimensional das peças de forma a permitir uma visão realista das mesmas e permitir ainda estudar formas de acoplamento destas com a estrutura móvel.

### 6.1 Condições de construção dos suportes

As peças construídas teriam de permitir o suporte assim como algum movimento das peças a suportar, pois seria necessário ajustar os seus alinhamentos e ângulos no processo de calibração do equipamento.

A peça de suporte do laser teria de permitir um ajuste em Z (altura), permitir fixar um ângulo no plano YOZ (plano com a vertical) e permitir a introdução de um filtro de densidade neutra no seu interior.

O suporte da câmara teve de ser feito à medida de forma a poder utilizar as furações de fábrica que a câmara possui.

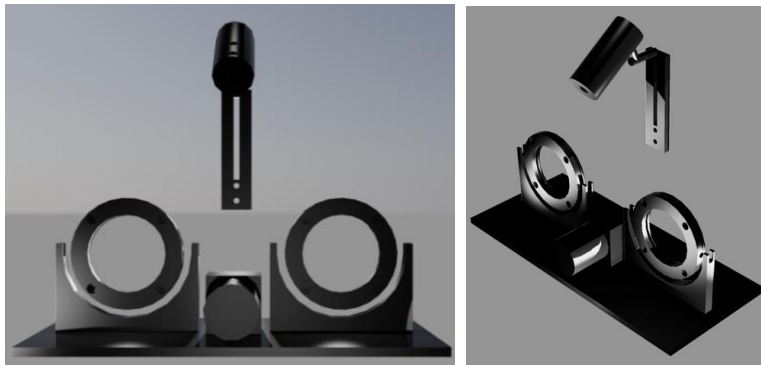
O suporte da iluminação também foi desenhado à medida uma vez que as opções que existiam no mercado apenas suportavam um encaixe do tipo ficha, o que não seria suficiente para suportar os movimentos que as lâmpadas iriam sofrer. Além disso o suporte teria de permitir ajustar a direccionalidade da iluminação tanto na vertical como na horizontal.

Além das condições mencionadas todos os suportes tinham de permitir o acoplamento à estrutura móvel.

## 6.2 Desenvolvimento dos suportes

Numa primeira abordagem tentou-se introduzir todas as peças construídas numa plataforma, o que permitiria um acoplamento facilitado com a parte móvel. O resultado encontra-se representado na figura 6.1.

Contudo esta opção não se tornou viável, uma vez que iria acabar por ter um peso elevado, trazendo grande inércia ao sistema. Como esta plataforma iria estar em movimento, pará-la na zona correcta e iniciar o movimento seria complicado.



**Figura 6.1: Representação 3D das estruturas projectadas, utilizando o AutoCad**

Numa segunda abordagem e de forma a tornar os suportes mais leves optou-se por construir os suportes em módulos que se iriam acoplar individualmente à estrutura móvel.

Os módulos de suporte do laser e da iluminação teriam de permitir ajustes em dois eixos, isto é dois graus de liberdade. Construir peças com essas características iria ser uma tarefa complicada, que iria aumentar a complexidade do suporte assim como o seu custo de fabrico, assim sendo optou-se por utilizar uma estrutura disponível no mercado. Utilizou-se bases de suporte de câmaras de CCD, pois estas bases permitiriam os graus de liberdade necessários, tornando a construção dos suportes mais simples, apenas se teve de ter em conta a integração dos suportes com a base das câmaras de CCD. Para não confundir com a estrutura da câmara utilizada vou chamar a este suporte de eixo móvel.



**Figura 6.2: Suporte de câmara CCD**

### 6.2.1 Módulo de suporte do díodo laser

Começamos por apresentar o módulo de suporte do díodo laser. Tem a forma de um cilindro, apresentando no seu interior, três níveis diferentes com diferentes diâmetros. No primeiro nível existe um orifício de saída do laser. No segundo nível temos o espaço destinado à introdução de filtros de densidade neutra, estes filtros vão ficar seguros por um parafuso M2.5, assim como pelo próprio laser que se encontra encostados a eles, no

terceiro nível. O laser é fixo no terceiro nível também por um parafuso M2.5. Esta peça apresenta ainda uma furação de um quarto de polegada ( $\frac{1}{4}$ "), destinada à integração com o eixo móvel (peça que permite os graus de liberdade necessários, figura 6.2).

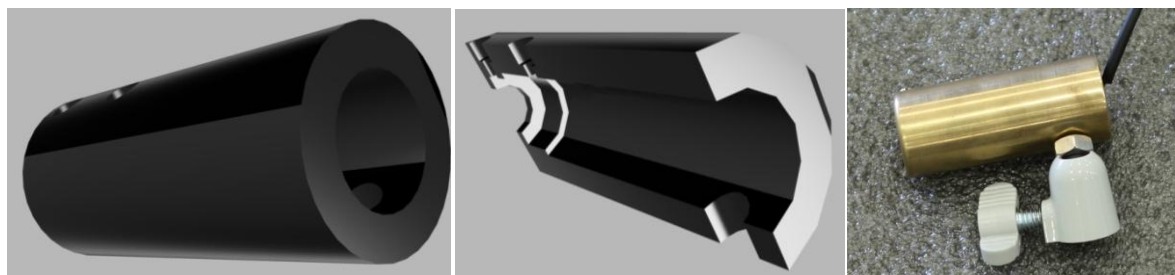


Figura 6.3: À esquerda é apresentada a representação 3D da estrutura projectada para o laser díodo e filtros de densidade neutra, utilizando o AutoCad. Peça real do lado direito da imagem.

O eixo móvel vai ligar a uma estrutura em forma de paralelepípedo, que apresenta um rasgo central para um parafuso M4 se poder movimentar na vertical. Esta peça apresenta ainda duas furações de 4,5 mm de diâmetro para permitir a sua fixação à estrutura móvel com parafusos M4.



Figura 6.4: À esquerda é apresentada a representação 3D da estrutura projectada para movimentação do laser díodo e filtros de densidade neutra, utilizando o AutoCad. Peça real do lado direito da imagem.

### 6.2.2 Módulo de suporte da iluminação

As lâmpadas escolhidas para a iluminação encontram-se na figura 3.9. A melhor solução encontrada para segurar estas lâmpadas foi criar um suporte que abraçasse a lâmpada. Assim sendo foi desenhada uma peça composta por duas componentes: a lâmpada encaixa frontalmente na primeira componente, sendo depois colocada a segunda componente na parte posterior da lâmpada, as duas componentes ficam presas uma à outra por quatro parafusos M3. O suporte de trás tem a furação de um quarto de polegada ( $\frac{1}{4}$ ") que vai ser usada na fixação à estrutura móvel.

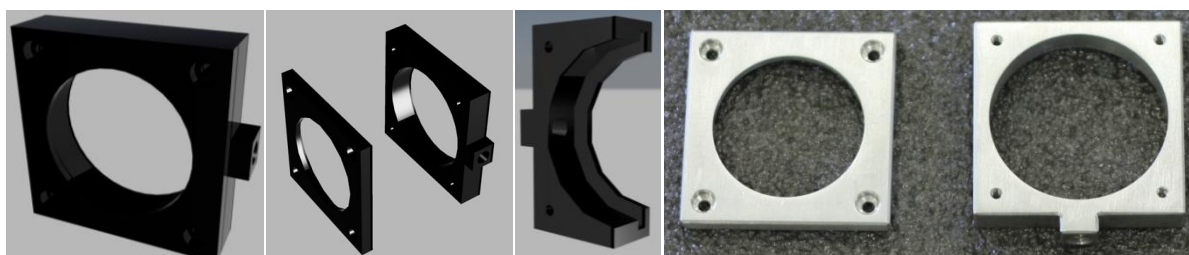


Figura 6.5: À esquerda é apresentada a representação 3D das estruturas projectadas para a fixação da iluminação, utilizando o AutoCad. Peça real do lado direito da imagem.

### 6.2.3 Módulo de suporte da câmara

No suporte da câmara além das furações especiais para fixar a câmara foi adicionada uma cavidade para se poder passar fios de ligação, assim como as furações necessárias para segurar esta estrutura à parte móvel.

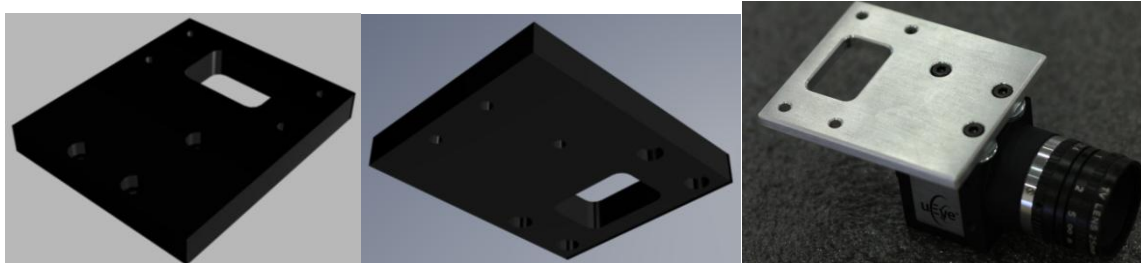


Figura 6.6: À esquerda é apresentada a representação 3D das estruturas projectadas para a fixação da iluminação, utilizando o AutoCad. Peça real do lado direito da imagem.

Depois de todas as estruturas estarem montadas o resultado final será muito semelhante ao que é mostrado na figura 6.7.



Figura 6.7: À esquerda é apresentada a representação 3D das estruturas projectadas, utilizando o Autocad. Peça real do lado direito da imagem.

Em anexo encontram-se os esquemas desenvolvidos, recorrendo a desenho técnico para a construção das peças.



## Capítulo 7: Calibração e Análise dos Resultados

Neste capítulo pretende-se mostrar como foi realizada a calibração do equipamento, apresentando os dados obtidos assim como as suas incertezas. Também serão apresentados os dados retirados dos testes realizados apresentado igualmente as suas incertezas e erros.

### 7.1 Calibração

As primeiras variáveis a determinar foram os ângulos de visão da câmara, para isso foi criada uma caixa forrada a papel milimétrico (figura 7.1).



Figura 7.1: Caixa utilizada na calibração do equipamento de medida

Esta caixa foi colocada em frente da câmara fazendo variar a sua distância. Para demonstrar como foi calculado o ângulo de visão vertical ( $\theta$ ) vamos recorrer à figura 8.2.

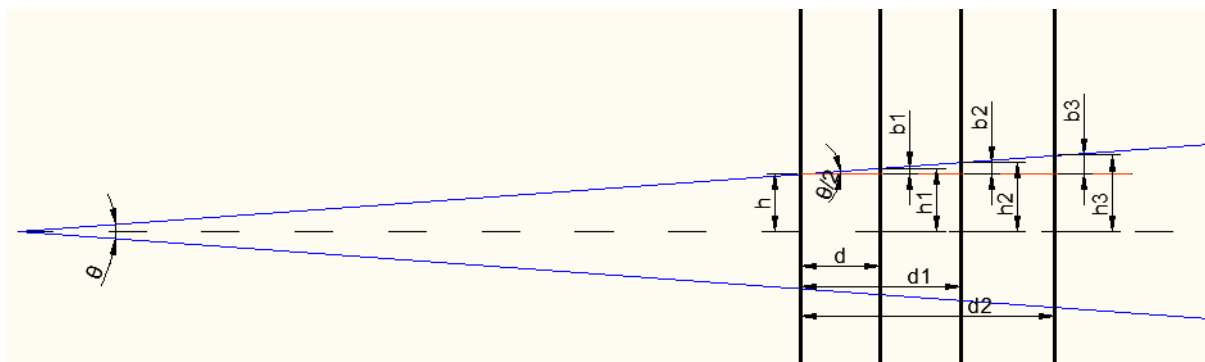


Figura 7.2: Cálculo do ângulo de visão vertical da câmara

Como a caixa se encontra forrada a papel milimétrico, pode-se medir as dimensões de  $h$  (figura 7.2) para cada posição da caixa. Para calcular  $h$  basta fazer a relação entre o número de pixels da imagem e o número de quadrados de papel milimétrico que existem na imagem, com isto ficamos a conhecer o valor real de cada pixel. O valor de  $h$  é dado multiplicando o valor real de um pixel por metade da resolução da câmara, neste caso por 512 (metade da resolução da câmara na vertical).

Conhecendo o **h** para cada posição, é possível retirar a variação (**b** na figura 7.2) que existe com o aumento da distância comparativamente com o **h** inicial calculado. Com a variação do **h** e com a distância ao primeiro plano retirado é possível calcular o ângulo de visão da câmara, através da seguinte fórmula:

$$\theta = 2 \arctg \left( \frac{b}{d} \right) \quad (7.1)$$

Onde  $\theta$  é o ângulo de visão da câmara na vertical, **b** a variação de **h** comparativamente ao primeiro **h** calculado e **d** a distância entre os planos medidos e o plano inicial.

Para calcular o ângulo de visão na horizontal procedeu-se de igual modo, alterando apenas a resolução da câmara.

De forma a conseguir valores com o menor erro possível, foram realizadas doze medidas fazendo variações de distância de 10 mm. Esses valores encontram-se discriminados em anexo. Da análise dos valores retirados concluiu-se que o ângulo de visão da câmara na vertical é de  $8,6^\circ \pm 0,2$  e na horizontal é de  $10,9^\circ \pm 0,3$  (média e desvio padrão).

Com os ângulos de visão calculados passou-se ao cálculo do ângulo do laser. Começou-se por ajustar o ângulo do laser e a sua altura, de acordo com os cálculos teóricos realizados anteriormente sabia-se que para conseguir a melhor resolução nas medidas o laser deveria estar a 7 cm acima da câmara com um ângulo de  $75^\circ$ . Com auxílio de uma régua e de um transferidor ajustaram-se as peças para estas dimensões. Em seguida ajustou-se a mira do laser, com isto pretendíamos que a marca do díodo laser a 32,8 cm da objectiva estivesse no centro da imagem. Para realizar este ajuste sobrepôs-se sobre a imagem da câmara uma nova imagem com um quadrado de 10 por 10 pixéis de forma a conseguir colocar a marca do díodo laser nesta posição (figura 7.3). Todos estes ajustes serviram apenas para direccionar os resultados finais para o mais próximo possível dos resultados teóricos.

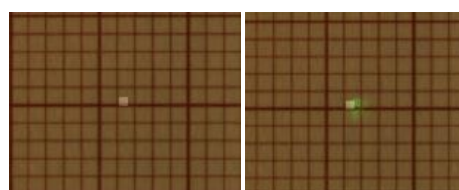


Figura 7.3: Representação da mira, imagem da esquerda. Alinhamento manual, imagem da direita.

Em seguida será explicada a forma utilizada para calcular o ângulo e altura do laser.



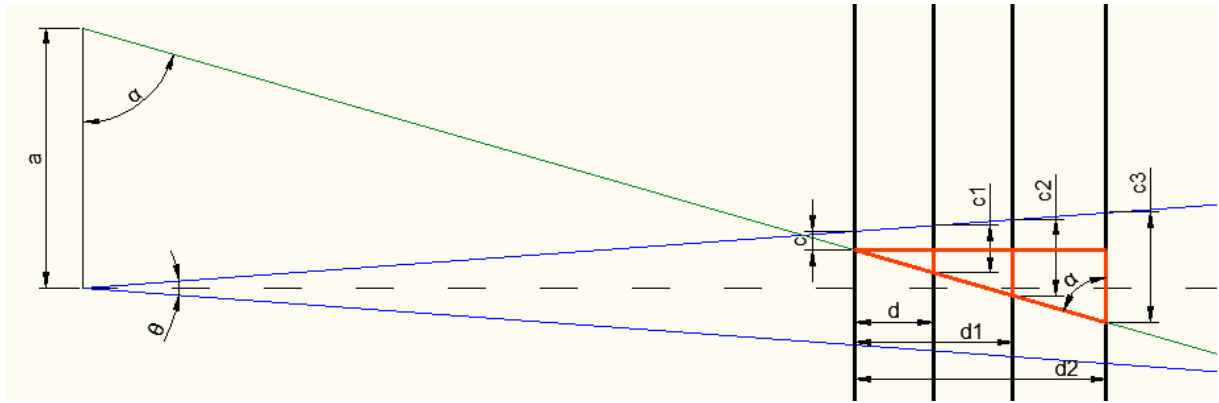


Figura 7.4: Cálculo do ângulo do laser

Os dados retirados para o cálculo do ângulo do laser foram retirados simultaneamente com os dados retirados para o cálculo dos ângulos de visão da câmara, assim sendo as condições foram as mesmas (12 medidas com variações de 10 mm em distância).

Como são conhecidas as dimensões reais de cada um dos **C**'s (figura 8.4) podemos calcular o ângulo do laser ( $\alpha$ ) em cada plano comparando com o plano inicial, através da seguinte equação:

$$\alpha = \arctg\left(\frac{d}{c_1 - c}\right) \quad (7.2)$$

Esta equação é referente ao segundo plano da figura 7.4, de notar que para o cálculo do ângulo do laser são sempre necessários dois planos o inicial e mais um. Depois de se ter calculado a média e o desvio padrão dos valores obtidos chegou-se à conclusão que o ângulo do laser é igual a  $72^\circ \pm 0,1$ .

Falta determinar a dimensão real de cada pixel no plano em que o laser intersecta o eixo central da câmara (**m**), assim como a distância deste plano ao centro focal da câmara (**D**). Para determinar a posição correcta utilizou-se a mira (fig. 7.3), quando o laser estivesse sobreposto com a mira significava que nos encontrávamos na posição correcta. Para determinar a dimensão dos pixéis bastou fazer a relação entre o número de quadrículas de papel milimétrico e o número de pixéis da imagem. Obteve-se uma dimensão para cada pixel de  $48,8 \mu\text{m}$  (**m**). Como o ângulo de visão já foi determinado, a distância **D** pode ser calculada facilmente.

$$D = \left(\frac{R}{2}m\right) / \tg\left(\frac{\theta}{2}\right) \quad (7.3)$$

Obteve-se uma distância **D** igual a 330,8 mm

Com todas as variáveis necessárias para medir as distâncias determinadas podemos passar à análise dos resultados obtidos.

## 7.2 Resultados / Discussão dos Resultados

### 7.2.1 Estudo da capacidade de medir a distância ântero-posterior (Y)

O primeiro teste realizado ao equipamento foi testar a capacidade de medir a distância ântero-posterior, isto é a coordenada Y. Para isso colocou-se na caixa da figura 8.1 uma folha de lixa castanha com um ponto azul. Foi utilizado lixa porque o papel reflectia muito a luz da iluminação utilizada e foi utilizada a cor castanha devido ao funcionamento do algoritmo de detecção dos pontos. Esta caixa foi colocada sobre papel milimétrico e fez-se variar a sua distância ao equipamento. Para cada distância foram feitas cinco medições e serão utilizadas as médias desses valores. A caixa foi deslocada de três em três milímetros. O desvio padrão das medidas realizadas no papel milimétrico foi calculado aproximando a distribuição da medida a uma distribuição triangular, pois trata-se de um método de medição analógico [34]. O desvio padrão é dado por:

$$s_r = \frac{\sigma x}{2\sqrt{6}} \quad (7.4)$$

Onde  $s_r$  é o desvio padrão da medida e  $\sigma x$  é a resolução mínima do aparelho de medida. Os resultados encontram-se na tabela 7.1 e 7.2.

**Tabela 7.1: Resultados dos testes da distância ântero-posterior**

Valores Experimentais		Distância	Distância no Papel Milimétrico		Desvio	Distância Corrigida	Desvio
Y (mm)	$\sigma$	$(Y_n - Y_0)$	(DM)	$\sigma$	$DM - (Y_n - Y_0)$	$(Y_n - Y_0) * C$	$DM - (Y_n - Y_0) * C$
294,1	0,2	0	0	0,2	0	0	0
296,7	0,2	2,6	3	0,2	0,4	3,2	0,2
299,3	0,1	5,26	6	0,2	0,7	6,5	0,5
301,7	0,1	7,58	9	0,2	1,4	9,4	0,4
304,3	0,1	10,2	12	0,2	1,8	12,7	0,7
306,6	0,2	12,52	15	0,2	2,5	15,5	0,5
309,2	0	15,12	18	0,2	2,9	18,8	0,8
311,5	0,1	17,38	21	0,2	3,6	21,6	0,6
314,1	0,1	19,98	24	0,2	4	24,8	0,8
316,6	0,1	22,5	27	0,2	4,5	27,9	0,9
318,8	0,1	24,76	30	0,2	5,2	30,7	0,7
321,2	0	27,1	33	0,2	5,9	33,6	0,6
323,9	0,1	29,86	36	0,2	6,1	37,1	1,1
326,3	0,1	32,18	39	0,2	6,8	40	1
328,5	0	34,42	42	0,2	7,6	42,7	0,7

Tabela 7.2: Resultados dos testes da distância ântero-posterior (Cont.)

Valores Experimentais		Distância	Distância no Papel Milimétrico		Desvio	Distância Corrigida	Desvio
330,5	0,5	36,44	45	0,2	8,6	45,2	0,2
333,1	0,1	38,98	48	0,2	9	48,4	0,4
335,3	0,1	41,22	51	0,2	9,8	51,2	0,2
337,6	0,1	43,48	54	0,2	10,5	54	0
340	0	45,92	57	0,2	11,1	57	0
342,2	0	48,1	60	0,2	11,9	59,7	0,3
344,5	0	50,42	63	0,2	12,6	62,6	0,4
347	0,1	52,88	66	0,2	13,1	65,7	0,3
349	0	54,92	69	0,2	14,1	68,2	0,8
351,2	0,2	57,08	72	0,2	14,9	70,9	1,1
353,5	0,2	59,38	75	0,2	15,6	73,7	1,3

Para analisar a capacidade de medir distâncias vamo-nos focar apenas nos valores médios, comparando estes com os valores reais medidos no papel milimétrico. Como podemos ver pela tabela, com o aumento da distância aumenta também a variação entre o valor medido e o valor real. Esta variação parece ser linear, para tentar confirmar esta suposição construiu-se um gráfico dos valores reais em função dos valores medidos.

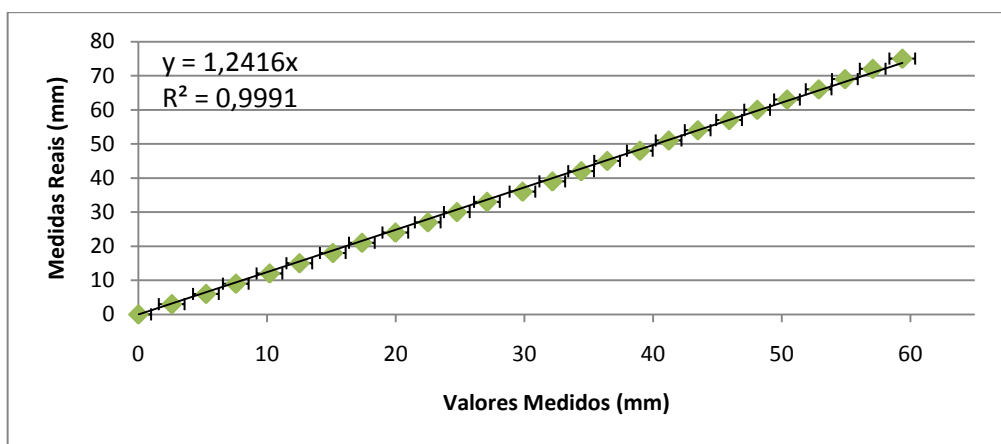


Figura 7.5: Gráfico dos valores medidos em função dos valores reais

Como podemos verificar pela figura 7.5, o gráfico mostra que a relação entre os valores medidos e os valores reais é praticamente linear. Essa linearidade pode ser comprovada pela análise do coeficiente de correlação ( $R^2$ ), como este valor é muito próximo de 1 podemos considerar que a relação é linear. Assim sendo o factor de calibração retirado da regressão linear ( $C=1,2416$ ) será utilizado na correcção das medidas realizadas com o equipamento. Até ao momento não foi possível compreender a que se deve este desvio entre os valores medidos e os reais, contudo aparenta ser apenas um factor multiplicativo em falta.

Com esta correcção os valores médios medidos comparativamente aos valores reais passam a ter um erro máximo de 1,3 mm.

No caso de não se chegar a conclusões sobre este desvio, pode-se sempre tentar melhorar o factor de correcção, por exemplo poder-se-ia fazer um ajuste diferente recorrendo a um polinómio de segundo grau pois os pontos do gráfico parecem fazer uma ligeira curva.

### 7.2.2 Estudo das medidas retiradas no eixo horizontal (X) e vertical (Z)

Para estudar a capacidade do equipamento em medir distâncias na horizontal e na vertical, foram feitos dois pontos separados por distâncias conhecidas na lixa que se encontrava na caixa da figura 8.1. Esta caixa permaneceu na mesma posição e foram realizadas 35 aquisições das posições desses dois pontos, para evitar os erros devido ao escorregamento nas calhas foi calculada a diferença entre as suas coordenadas encontrando-se os resultados da média e respectivo desvio padrão na tabela 8.3.

**Tabela 7.3: Resultados dos testes das variações de distância na horizontal e na vertical**

Valores Experimentais (mm)				Valores Reais (mm)				Desvios	
X	$\sigma$	Z	$\sigma$	$X_r$	$\sigma$	$Z_r$	$\sigma$	$X-X_r$	$Z-Z_r$
5,8	0,4	12,3	0,3	6,44	0,003	12,13	0,003	0,6	0,4

Como os dados reais da tabela 8.2 foram medidos com uma craveira digital, o desvio padrão desta medida associa-se a uma distribuição de probabilidades rectangular, sendo calculado através da seguinte fórmula [34]:

$$s_r = \frac{\sigma x}{2\sqrt{3}} \quad (7.5)$$

Onde  $s_r$  é o desvio padrão da medida e  $\sigma x$  é a resolução mínima do aparelho de medida.

Como podemos ver na tabela 7.2, existe um erro de 0,6 mm na coordenada X e um erro de 0,4 mm na coordenada Z relativamente ao valor médio da medida retirada com o instrumento.

### 7.2.3 Repetibilidade das medições

Para estudar a repetibilidade das medições foram feitas 35 aquisições numa costas artificiais que foram construídas para realizar os testes (figura 8.5). Nestas costas foram marcados 25 pontos, o mesmo número de pontos que seria marcado numa aquisição normal. Os dados recolhidos foram analisados estatisticamente, onde se procedeu ao cálculo da sua média e desvio padrão, os resultados encontram-se na tabela A3 do Anexo A. Como foram efectuadas mais de 30 medições para cada ponto e pelo teorema do limite central a distribuição de valores obtida pode-se aproximar a uma distribuição normal [35]. Para conseguir analisar a capacidade de repetibilidade do instrumento utilizou-se os desvios padrão das medidas efectuadas e calculou-se um desvio padrão equivalente para cada coordenada. O resultado encontra-se na tabela 7.4.

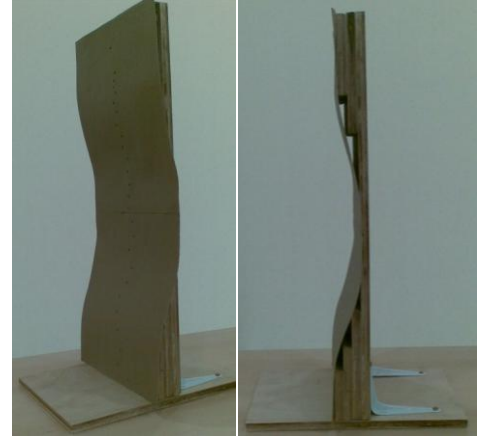


Figura 7.5: Costas artificiais criadas para os testes. Altura 55 cm Largura 30 cm.

Tabela 7.4: Desvio padrão dos resultados analisados

$\sigma_x$	$\sigma_y$	$\sigma_z$
0,6	0,5	0,5

Estes valores foram calculados utilizando a seguinte equação:

$$\sigma_t = \sqrt{\frac{\sum_{i=1}^n \sigma_i^2}{n-1}} \quad (7.6)$$

Esta equação representa o desvio padrão de um número finito de medidas [35].

Deve-se ter em conta que os testes foram todos realizados na lixa e como esta às vezes dificultava a binarização dos pontos, a incerteza da medida pode ser devido à própria binarização e não a falhas do equipamento. Como podemos ver na figura 7.6 o centroide do ponto pode ser muito alterado o que acaba por originar variações no valor medido, numa superfície mais lisa como a pele tal não aconteceria.

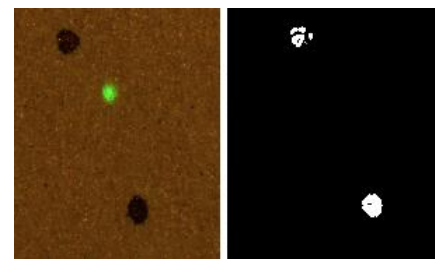


Figura 7.6: Falhas na binarização dos pontos, devido à lixa.

Verificou-se que nas medições efectuadas existe um desvio padrão equivalente de 0,6 mm nas coordenadas X e um desvio padrão de 0,5 mm em Y e Z.

Como a distribuição dos valores medidos pode ser considerada uma distribuição normal, podemos afirmar que qualquer medição realizada estará dentro do intervalo  $\bar{x} \pm 1,8 \text{ mm}$ ;  $\bar{y} \pm 1,5 \text{ mm}$  e  $\bar{z} \pm 1,5 \text{ mm}$  com um intervalo de confiança de 99,7% (três vezes o desvio padrão), onde  $\bar{x}$ ;  $\bar{y}$  e  $\bar{z}$  representam o valor médio da medida realizada.

Os resultados podem ser considerados bons pois a variação que existe é ligeiramente superior à própria dimensão do ponto marcado (aproximadamente 2 mm). Uma vez que o processo de marcação dos pontos é feito por palpação o próprio profissional de saúde introduzirá uma variação superior durante o processo de marcação. Assim sendo podemos dizer que a precisão do instrumento é elevada, para o que é pretendido.

## Capítulo 8: Conclusões e Perspectivas Futuras

Ao longo desta tese foi apresentada a evolução de um software de detecção de apófises espinhosas. Chegou-se à conclusão que detectar pontos marcados com uma caneta normal nas costas dos indivíduos em estudo não é uma boa opção, pois as características da pele variam muito de indivíduo para indivíduo. No futuro a extracção dos pontos tem de ser melhorada de forma a esta não depender do tipo de pele e das condições de iluminação. Um possível caminho a seguir, será estudar a utilização de luzes ultravioleta que consigam realçar por completo os pontos marcados, retirando por completo a influência do tipo de pele ou iluminação exterior. É claro que a escolha de tal tipo de iluminação teria de ser minuciosamente estudada de forma a não ser prejudicial à saúde do indivíduo em estudo. Outra opção que foi parcialmente estudada e demonstrada nos testes realizados, seria a utilização de pigmentos puros como o lápis dos olhos, nesse caso poderiam ser usadas lâmpadas normais. Estas opções teriam de ser bem estudadas de forma a escolher a mais viável.

Conseguiu-se construir todos os componentes para criar um instrumento de medição de distâncias sem contacto, com uma precisão de  $\pm 1,5$  mm e um erro de 1,3 mm. Conseguindo uma detecção dos pontos mais eficaz este erro melhorará e se for utilizada uma câmara com resolução superior também se conseguirá uma melhor resolução na medida. A medida da coordenada Y, poderia ainda ser melhorada se conseguíssemos ter mais precisão no cálculo dos ângulos de visão da câmara, ângulo do laser e especialmente nas dimensões reais dos pixéis no plano de intersecção do laser com o eixo da câmara.

A integração do software com o hardware foi bem sucedida, tendo sido criado um protótipo totalmente funcional capaz de retirar as três coordenadas espaciais de cada apófise espinhosa. Com uma precisão na horizontal de  $\pm 1,6$  mm e erro de 0,6 mm, na vertical conseguiu-se uma precisão de  $\pm 1,5$  com e um erro de 0,4 o que é bastante satisfatório tendo em conta que as dimensões dos pontos marcados aproximam-se dos 2 mm e que numa situação real dificilmente um profissional de saúde conseguiria marcar os pontos manualmente com uma precisão inferior ao erro do instrumento. Com o melhoramento do software de detecção estes erros e precisão da detecção também iram melhorar, pois o software será mais eficiente na detecção do centroide do pontos, o que não foi possível alcançar nesta primeira fase de testes, onde foi utilizada lixa castanha como substituto da pele. É de referir que a precisão do instrumento foi calculada para 99,7% de todas as medidas realizadas. Relativamente à exactidão do instrumento podemos concluir que é suficiente para os objectivos propostos.

Devido à plataforma utilizada no desenvolvimento do software as comunicações com o hardware não foram tão rápidas quanto se supôs inicialmente o que acabou por atrasar o processo de aquisição para 2 minutos e 25 segundos. No futuro as comunicações terão de ser melhoradas, provavelmente alterando o código para uma plataforma de desenvolvimento como o C. O tempo de processamento do software também pode ser melhorado no que respeita aos cálculos e comparações efectuadas. Reduzindo o tempo de processamento do software conseguir-se-á realizar aquisições mais rápidas.

De uma forma geral pode-se concluir que os objectivos propostos no início deste trabalho foram alcançados. Apesar de este protótipo ainda não estar pronto para começar a realizar medições em pessoas, conseguiu-se provar o conceito de funcionamento e os resultados obtidos são bastante promissores. Com alguns melhoramentos este protótipo ficará totalmente funcional e será uma mais-valia no estudo da coluna vertebral na posição vertical, com a grande vantagem de ser um instrumento totalmente seguro e não invasivo. Os dados recolhidos com este instrumento serão analisados matematicamente e conseguir-se-á reproduzir computacionalmente a coluna vertebral, podendo ser estudadas as suas patologias de uma forma não invasiva.

Numa futura versão deste instrumento poder-se-á colocar um sensor de ultra-som para medir a altura dos indivíduos em estudo, o que poderia levar a uma aquisição totalmente automática, sem necessidade do utilizador ter de indicar onde começam os pontos, pois haveria mais informação sobre a zona onde deveria começar o processamento de imagem. Também se chegou a pensar em colocar sensores de pressão na base do instrumento para poder ver a distribuição do peso da pessoa durante a aquisição.

Este instrumento poderá ser utilizado na prevenção e monitorização dos ângulos das curvaturas da coluna vertebral, o que contribuirá para um aumento da qualidade de vida da população.



## Bibliografia

1. Quaresma, Cláudia; João, Filipa; Fonseca, Miguel; Secca, Mário F.; Veloso, António; O'Neil, João G.; Branco, Jorge (2010). *Comparative evaluation of the tridimensional spine position measured with a new instrument (Vertebral Metrics) and an Optoelectronic System of Stereophotogrammetry*; Medical & Biological Engineering & Computing; Vol. 48, Issue 11 (2010), Pag 1161.
2. Quaresma, C.; Secca, M.; O'Neill, J.; Branco. (2009); *Métrica Vertebral: Instrumento de Avaliação Biomecânica da Coluna Vertebral*; III Congresso Nacional de Biomecânica.
3. Secca, M.; Quaresma, C; Santos, F. (2008) *A Mechanical Instrument to Evaluate Posture of the Spinal Column in Pregnant Women*. In IFMBE Proceedings 4th European Conference of the International Federation for Medical and Biological Engineering. 23-27
4. Quaresma, C.; João, F.; Fonseca, M.; Secca, M.; Veloso, A.; O'Neill, J.; Branco, J.; (2009); *Validation of Vertebral Metrics: a mechanical instrument to evaluate posture of the spinal column*; O. Dössel and W.C. Schlegel (Eds.): WC IFMBE Proceedings 25/VII, 711–713.
5. Quaresma, C.; Secca M.; O'Neill J.; Branco J.;(2009); *Development of a Mechanical Instrument to Evaluate Biomechanically the Spinal Column in Pregnant Women*; Proc. Internacional Conference Biodevice, 310-113.
6. Suaide, André Luís Alarcon do Passo; (2008); *Desenvolvimento e Avaliação de uma Ferramenta Computacional para Mensuração das Curvaturas da Coluna Vertebral*; Universidade de São Paulo, Instituto de Psicologia. São Paulo.
7. Esperança Pina, J.A. (1999). *Anatomia Humana da Locomoção*. Lidel, Lisboa.
8. Centro de Coluna. [www.centrodecoluna.com.br/site/home.php?link=textos&id\\_texto=10&label=Coluna](http://www.centrodecoluna.com.br/site/home.php?link=textos&id_texto=10&label=Coluna). [Online] [Citação: 25 de Julho de 2010.]
9. Zsidai, Attila; Kocsis, László; (2001); *Ultrasound-based Spinal Column Examination Systems*; Facta Universitatis; Physical Education and Sport Vol.1, n.º 8 pp. 1-12.
10. Dvir, Zeevi; Prushansky, Tamara; (2000); *Reproducibility and instrument validity of a new ultrasonography-based system for measuring cervical spine kinematics*; Clinical Biomechanics 658-664.
11. Harlick, Joane C.; Milosavljevic, Stephan; Milburn, Peter D.; (2006); *Palpation identification of spinous process in the lumbar spine*; Manual Therapy 12 (2007) 56-62.

12. Santos, Filipe Oliveira; (2009); *Concepção de um instrumento de medição não invasivo, para determinação das curvaturas e desvios laterais da coluna vertebral*; Universidade Nova de Lisboa, Faculdade de Ciências e Tecnologia. Lisboa.
13. Baraúma, M. A.; Canto, R. S. T.; Sanchez, H. M.; Bustamante, J. C. F.; Ventura-Silva, R. A.; Malusá, S.; (2005); *Validade e Confiabilidade Intra-Individuo do Cifolordômetro na Avaliação da Convexidade Torácica*; Revista Brasileira de Fisioterapia, Vol. 9, n.º 3, 319-325.
14. Harrison, Deed E.; Haas, Jason W.; Gailliet, Rene; Harrison, Donald D.; Holland, Burt; Janik, Tadeusz J.; (2005); *Concurrent Validity of Flexicurve Instrument Measurements: Sagittal Skin Contour of the Cervical Spine Compared With Lateral Cervical Radiographic Measurements*; Journal of Manipulative and Physiological Therapeutics.
15. Descarreaux, Martin; Blouin, Jean-Sébastien; Teasdale, Normand; (2003); *A Non-invasive Technique for Measurement of Cervical Vertebral Angle: Report of Preliminary Study*; European Spine Journal; 314-319.
16. Vismara, Luca; Menegoni, Francesco; Zaina, Fabio; Galli, Manuela; Negrini, Stefano; Capodaglio, Paulo; (2010); *Effect of obesity and low back pain on spinal mobility: a cross sectional study in women*; Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation.
17. Okubo, Yoshihiro; Uebo, Tetsuji; (2007); *Experimental Verification of Measurement Principle in Standing Wave Radar Capable of Measuring Distances down to Zero Meters*; Electronics and Communications in Japan, part1, Vol. 90, No. 9.
18. Heide, P.; Vossiek, M.; Nalezinski, M.; Oréans, L.; Schubert, R.; Kunert, M.; (1999); *24 GHz Short-Range Microwave Sensors For Industrial and Vehicular Applications*; Workshop "Short Range Radar".
19. Stelzer, A.; Diskus, C. G.; Thim, H. W.; (1999); *A Microwave Position Sensor with Sub-Millimeter Accuracy*; IEEE MTT-S Digest.
20. Noykov, Sv.; Roumenin, Ch.; (2006); *Calibration and interface of a Polaroid ultrasonic sensor for mobile robots*; Sensors and Actuators A 135, 169-178.
21. Mohammad, Tarek; (2009); *Using Ultrasonic and Infrared Sensors for Distance Measurement*; World Academy of Science, Engineering and Technology 51.
22. Wang, Ti-Ho; Lu, Ming-Chih; Wang, Wei-Yen; Tsai, Cheng-Yen; (2007); *Distance Measurement Using Single Non-metric CCD Camera*; Int. Conf. on Signal Processing, Computational Geometry & Artificial Vision; Athens, Greece.

23. BUSCARIOLLO, P. H.; (2003); *Análise do comportamento de um sistema de visão para o veículo submersível não tripulado*; Dissertação de Mestrado, Universidade De São Paulo, São Paulo.
24. Muljowidodo K.; Mochammad A. Rasyid; SaptoAdi N & Agus Budiyo; (2009); *Vision based distance measurement system using laser pointer design for underwater vehicle*; Indian Journal of Marine Sciences Vol. 38(3), pp. 324-331
25. Hecht, Eugene; (2002); "Óptica"; Fundação Calouste Gulbenkian
26. Terra, Leo; "Distância Focal"; ([www.canalfoto.org](http://www.canalfoto.org)); On-line: 16 de Junho 2010
27. "Digital Photography Tutorials"; (<http://www.cambridgeincolour.com/tutorials>); On-line: 16 de Junho 2010
28. Santos, Rui; 2008; "Canal Fotografia"; ([www.canalfoto.org](http://www.canalfoto.org)); On-line: 16 de Junho 2010
29. "RGB Bayer" Color and MicroLenses"; (<http://www.siliconimaging.com/RGB%20Bayer.htm>); On-line: 17 Junho
30. B. E. Bayer, Color imaging array, US Patent No. 3971065.
31. Gonzalez, Rafael C.; Woods, Richard E.; (2001); *Digital Image Processing*; Prentice Hall
32. Albuquerque, Márcio P.; Albuquerque, Marcelo P.; *Processamento de Imagens: Métodos e Análises*; Centro Brasileiro de Pesquisas Físicas – CBPF/MCT
33. "RGB-color selection table"; (<http://www.techfak.uni-bielefeld.de/~walter/misc/colorRGB.html>); On-line: 20 Junho
34. Silva, Jorge Carvalho; (2009); *Manual de elaboração de relatórios e tratamento de resultados experimentais*; Departamento de Física da Faculdade de Ciências e Tecnologia – Universidade Nova de Lisboa; versão 4.3 – Outubro de 2009.
35. Cabral, Paulo; (2004); *Erros e Incertezas nas Medições*; Instituto Electrónico Português e Instituto Superior de Engenharia do Porto; Julho de 2004.

## Anexo A

## Calibração

Tabela A1: Valores retirados e calculados para a calibração do instrumento

Quadriculas (mm)		Dimensões reais de cada pixel (mm)		b		Ângulo de Visão		Papel MM	$\Delta d$	Laser		
Vertical	Horizontal	Vertical	Horizontal	Vertical	Horizontal	Vertical	Horizontal	d (mm)		C - Coordenadas Verticais (pixéis)	Deslocamento do laser (mm)	Ângulo
42	52,5	0,0410	0,0410					0		189		
43,5	54,5	0,0425	0,0426	0,75	1	8,58	11,42	10	10	259	3,25	72,0
45	56,5	0,0439	0,0441	1,50	2	8,58	11,42	20	10	325	6,53	71,9
46,5	58	0,0454	0,0453	2,25	2,75	8,58	10,47	30	10	383	9,64	72,2
48	60	0,0469	0,0469	3,00	3,75	8,58	10,71	40	10	441	12,92	72,1
49,5	62	0,0483	0,0484	3,75	4,75	8,58	10,85	50	10	491	15,98	72,3
51	64	0,0498	0,0500	4,50	5,75	8,58	10,95	60	10	545	19,39	72,1
53	65,5	0,0518	0,0512	5,50	6,5	8,99	10,61	70	10	593	22,94	71,9
54	67,5	0,0527	0,0527	6,00	7,5	8,58	10,71	80	10	637	25,84	72,1
56	70	0,0547	0,0547	7,00	8,75	8,89	11,11	90	10	681	29,49	71,9
57	71,5	0,0557	0,0559	7,50	9,5	8,58	10,85	100	10	719	32,27	72,1
58,5	73,5	0,0571	0,0574	8,25	10,5	8,58	10,91	110	10	759	35,61	72,1

As variáveis utilizadas na tabela A, são as mesmas que se encontram representadas nas figuras 8.2 e 8.4 do capítulo 8.

Os dados foram retirados de um em um centímetro, pois era a distância mínima em que se conseguia distinguir diferenças sem introduzir grandes erros na contagem de quadriculas nas imagens retiradas com a câmara.

Não foram retirados valores além dos 110 mm, pois a partir deste ponto as imagens ficavam demasiado desfocadas para se conseguir distinguir convenientemente as quadriculas na imagem.

Como os dados da tabela A, se baseiam na contagem de quadriculas de papel milimétrico numa fotografia, não faz sentido fazer-se a propagação das incertezas. Como a contagem das quadriculas é muito dependente do operador, qualquer incerteza calculada não corresponderá à realidade. Assim sendo optou-se por tratar os dados estatisticamente.

Como o objectivo da calibração é calcular os ângulos de visão da câmara e o ângulo do laser, foi calculada a média e o desvio padrão destes valores.

**Tabela A2: Ângulos de visão da câmara e ângulo do laser**

Ângulo de Visão				Ângulo do Laser	
Vertical	Dev. Padrão	Horizontal	Dev. Padrão	Laser	Dev. Padrão
8,64	0,15	10,91	0,30	72,0	0,1

Outra variável que também foi necessário calcular foi a dimensão de cada pixel no plano em que o laser intersecta o eixo central da câmara.

**Tabela A3: Variáveis do plano de referência**

Quadriculas (mm)	Dimensões reais de cada pixel (mm)	Distância ao centro óptico da câmara (mm)
Vertical	Vertical	
50	0,0488	330,788

### Repetibilidade

Para estudar a repetibilidade foram feitas 35 aquisições. Como existem sempre variações do valor absoluto de aquisição para aquisição, devido a algum escorregamento nas calhas e de forma a retirar essa variável o que foi analisado foram as variações que existem entre dois pontos consecutivos. Os pontos encontram-se sempre na mesma posição e mesmo que ocorra algum escorregamento na calha o que altera o seu valor absoluto as variações entre pontos consecutivos deveriam ser sempre as mesmas. Para conseguir manter as mesmas condições entre aquisições foram criadas umas costas artificiais onde foram marcados 25 pontos. Os pontos não foram marcados seguindo um modelo realista para a posição das apófises, pois queríamos testar a capacidade de medição do equipamento. Se este conseguir realizar correctamente a detecção neste modelo em condições extremas de localização dos pontos, funcionará correctamente nas costas de um ser humano.

**Tabela A3: Resultados do teste da repetibilidade**

X	$\sigma$	Y	$\sigma$	Z	$\sigma$
-11,1	0,6	-0,6	0,5	25,8	0,3
9,0	0,5	2,1	0,5	28,7	0,2
10,3	0,4	6,4	0,3	26,1	0,2
4,5	0,4	7,1	0,4	22,1	0,2
-11,8	0,7	7,4	0,6	23,2	0,8
-4,2	0,7	6,8	0,6	22,6	0,8
12,9	0,6	5,2	0,5	26,7	0,3
-13,7	0,3	1,7	0,6	22,3	0,3
3,0	0,4	0,2	0,6	22,3	1,0
9,0	0,5	-0,1	0,4	19,9	1,0
-2,3	0,4	0,1	0,6	18,5	0,3
-6,1	0,4	-0,9	0,5	17,9	0,3
1,9	0,5	-1,1	0,6	19,7	0,3
-6,7	0,4	-2,9	0,6	18,2	0,2
7,8	0,5	-4,0	0,5	18,1	0,3
-7,4	0,7	-4,0	0,6	14,6	0,3
6,6	0,9	-3,6	0,8	16,7	0,7
-8,1	1,0	-3,9	0,6	17,1	0,8
4,1	0,7	-2,1	0,4	13,6	0,2
-8,9	0,8	-1,5	0,3	12,9	0,3
6,1	0,5	-0,2	0,2	8,6	0,2
-3,6	0,6	0,1	0,4	8,1	0,3
-3,1	0,3	-0,1	0,5	10,5	0,3
8,6	0,3	-0,2	0,4	36,6	0,2

Na tabela A3, encontra-se representado o valor médio da variação entre dois pontos consecutivos para cada coordenada e o respectivo desvio padrão.

## Anexo B

Neste anexo serão apresentados os protocolos de comunicação que tiveram de ser definidos entre o software de detecção e o hardware, que controla o posicionamento do sistema de detecção.

A forma de comunicação escolhida foi RS-232, que consiste num padrão de troca de dados binários em série entre um DTE (data terminal equipment) e um DCE (data communication equipment).

## Comandos e Respostas

Começaremos por apresentar os comandos e respostas definidos e em seguida apresentaremos a sua função.

**Tabela B1: Comandos e Respostas na comunicação RS232**

Comandos	Respostas
<b>Status (FF 01)</b>	Ready (FF 02 01) Not Ready (FF 02 02) Run (FF 02 04) Error (FF 02 05) Emergency (FF 02 06) (Modo automático resposta igual, mas FF 01 ..)
<b>Start Acquisition (FF 02)</b>	Ok (FF 01) Error (FF 10)
<b>Stop Acquisition (FF BB)</b>	Ok (FF 01) Error (FF 10)
<b>Go</b> <b>X (FF 08 01 Valor*)</b> <b>Z (FF 08 00 Valor*)</b>	Ok (FF 01) Error (FF 10) Fim de Curso (FF 25)
<b>Stop Move</b> <b>X (FF AA 01)</b> <b>Z (FF AA 00)</b>	Ok (FF 01) Error (FF 10)
<b>Setup Speed</b> <b>X (FF 03 01 Valor*)</b> <b>Z (FF 03 00 Valor*)</b>	Ok (FF 01) Error (FF 10)
<b>Full Start (FF 20)</b>	Ok (FF 01) Error (FF 10)

Tabela B2: Comandos e Respostas na comunicação RS232 (Cont.)

Comandos	Respostas
<b>Set Home (FF 07)</b>	Ok (FF 01) Error (FF 10)
<b>Go Home (FF 12)</b>	Ok (FF 01) Error (FF 10)
<b>Store (FF 09)</b>	Ok (FF 01) Error (FF 10)
<b>Get</b> <b>X (FF 05 01)</b> <b>Z (FF 05 00)</b>	X (FF 01 Valor*) Z (FF 00 Valor*)
<b>Get Data (FF 10)</b>	Igual ao Get, mas intercalando valores de X com valores de Z
<b>Set Relay</b> <b>Luz (FF 30 00/01 00)</b> <b>Laser (FF 30 00/01 01)</b>	Ok (FF 01) Error (FF 10)
<b>Get Relay</b> <b>Luz (FF 31 00)</b> <b>Laser (FF 31 01)</b>	Luz (FF 31 00 00/01) Laser (FF 31 01 00/01)
<b>Emergency Stop (FF 55)</b>	Ok (FF 01) Error (FF 10)
<b>Resposta quando é activado o fim de curso das calhas</b>	Fim de Curso (FF 25)

\*Valor significa que vai ser enviado ou recebido um número de 4 bits

### Status

Este comando serve para informar o software sobre o estado em que o hardware se encontra. Quando o equipamento é ligado, a estrutura móvel desloca-se para o centro das calhas (processo de inicialização mecânico), enquanto o hardware esta a fazer este movimento, a resposta ao comando Status vai ser **Not Ready**. Quando o hardware estiver pronto, o comando enviado vai ser **Ready** e o software pode prosseguir para a próxima tarefa. No caso de envio de Erro significa que houve um problema durante a movimentação da estrutura móvel.

O envio do sinal **Emergency** pelo hardware significa que foi pressionado o botão de **Emergency Stop** e o software pára o programa e desliga tudo.



***Start Acquisition***

Envia o comando para iniciar a aquisição, este comando serve para informar o hardware que se irá dar início a uma aquisição, podendo este preparar-se para tal tarefa. A resposta do hardware pode ser de Ok ou de Erro e serve para controlar se as trocas de informação estão a acontecer correctamente.

***Stop Acquisition***

Tal como o nome indica este comando envia a instrução que a aquisição terminou, isto significa que a estrutura móvel pode interromper o movimento e deslocar-se para uma posição de repouso. A resposta do hardware serve para confirmar se a instrução foi bem recebida ou se existe algum problema.

***Go***

Este comando permite deslocar a estrutura móvel nos dois eixos para zonas específicas que são indicadas no **Valor** enviado (posição real nas calhas em micrones). A resposta hardware serve apenas para informar o software se está tudo bem ou se houve algum erro e indica ao software se os fins de curso foram atingidos.

***Stop Move***

Este comando serve para interromper o movimento, podendo ser selectivo nos eixos. Será mais usado no posicionamento manual. A resposta do hardware serve para informar das condições de funcionamento.

***Setup Speed***

Como o nome indica serve para definir a velocidade de funcionamento do hardware. Este comando pode ser usado para definir a velocidade no eixo do X como no do Z. O **Valor** enviado corresponde à velocidade em micrones por segundo, num formado hexadecimal (4 bytes). A resposta do hardware, serve para informar se o comando foi aceite ou não.

***Set Home***

Define a posição de início da aquisição de dados, esta posição é definida pelo utilizador após o posicionamento manual. Novamente a resposta do hardware serve para informar das condições de funcionamento.

***Go Home***

Este comando indica ao hardware para se movimentar para a posição Home. Nesta posição pode recomeçar a aquisição do mesmo ponto que a aquisição anterior. A resposta do hardware serve para informar das condições de funcionamento.

**Store**

Com este comando é indicado ao hardware que nos encontramos sobre uma apófise espinhosa, devendo assim guardar as posições X e Z. A resposta do hardware serve para informar das condições de funcionamento.

**Get**

A função Get é usada informar o software da posição onde a estrutura móvel se encontra na calha, tanto no eixo X como no Z. É uma função muito importante, pois é a partir dos valores fornecidos por esta função que se realizam os cálculos para o movimento. Na variável **Valor** vem representado em hexadecimal a posição em micrones na calha. A resposta do hardware serve para informar das condições de funcionamento.

**Get Data**

A função Get Data é usada no final da aquisição, e serve para o hardware entregar todos os valores que foram guardados. Estes valores vêm intercalados entre valores de X e de Z. É recebido um prefixo que indica qual é o eixo em análise, seguido da variável **Valor**, nesta é enviada a posição real da calha em micrones.

**Set Relay**

Permite ao software ligar ou desligar as luzes assim como o laser. A resposta do hardware serve para informar das condições de funcionamento.

**Get Relay**

Informa o software do estado de funcionamento das luzes e do laser díodo.

**Emergency Stop**

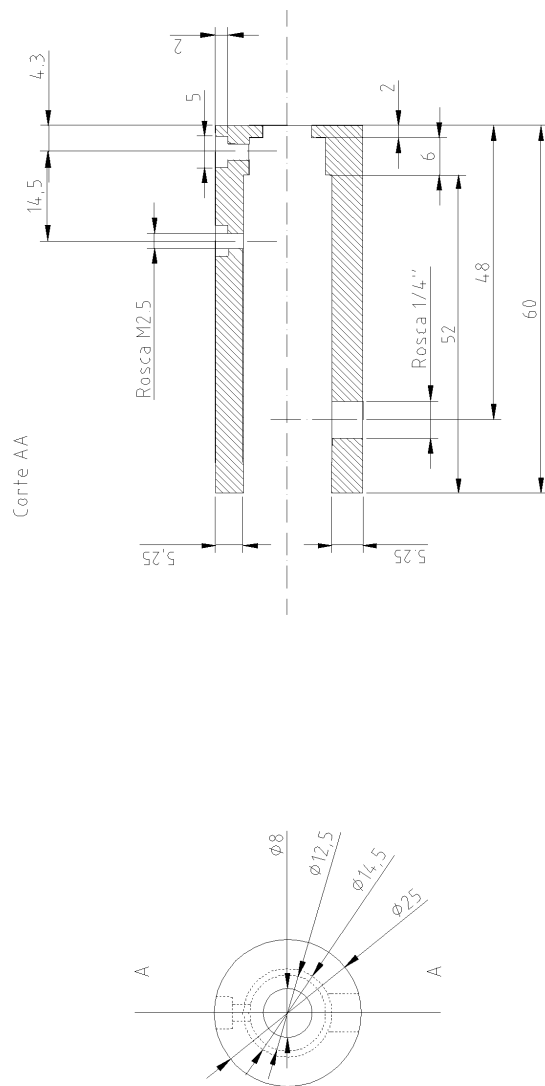
Se o software deixar de responder, ou tiver acontecido algum erro, tenta parar o hardware.

## Anexo C

### Desenho Técnico das Peças Construídas

Neste anexo serão apresentados os esquemas desenvolvidos para a construção das peças.

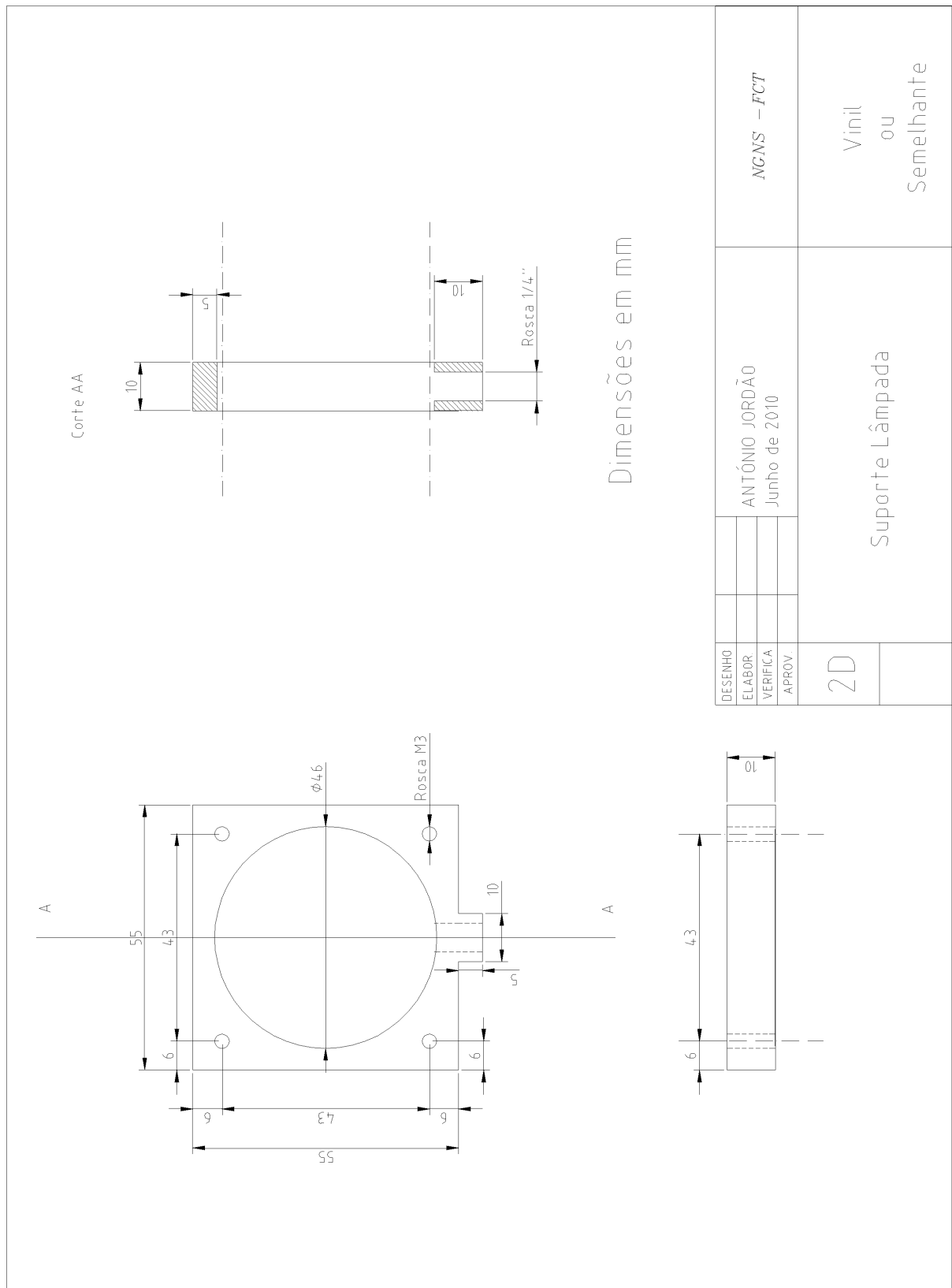
Será apresentado um esquema por folha no mesmo formato que foi entregue ao fresador, por questões de formatação a escala não é a real.

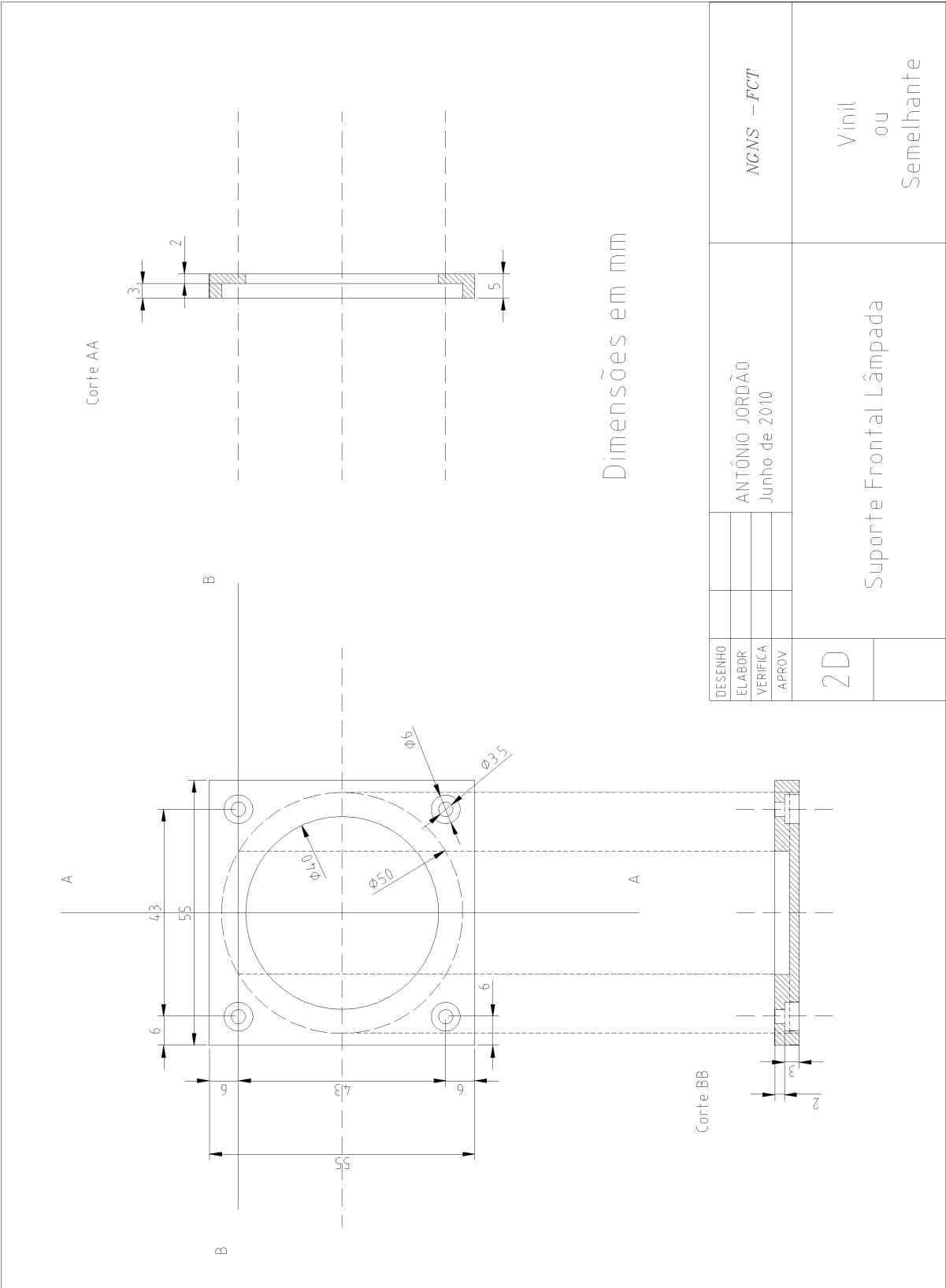


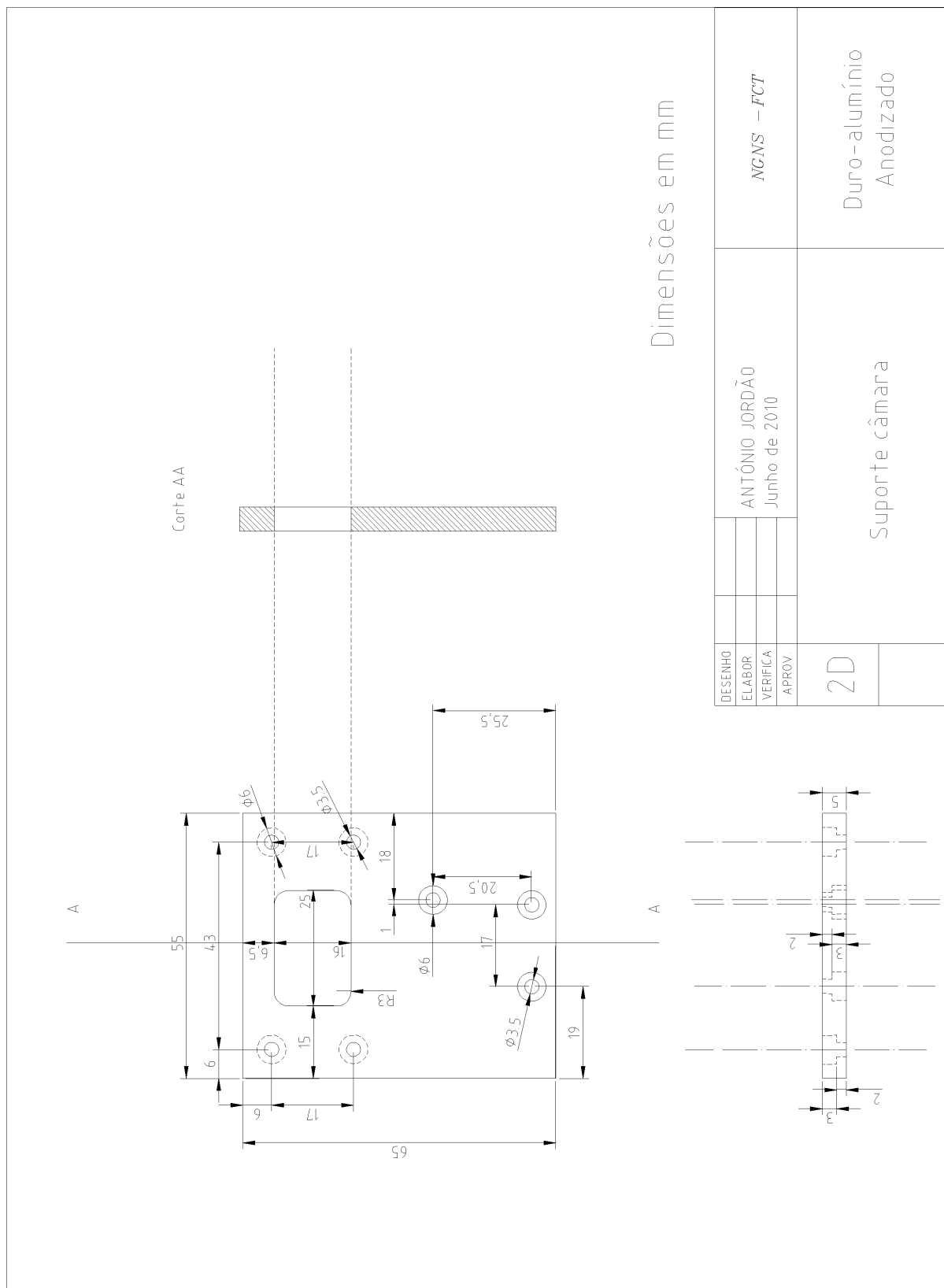
DESENHO		ANTÔNIO JORDÃO Junho de 2010	NGNS – FCT
ELABOR.			
VERIFICA			
APROV.			
2D	Laser		Duro-alumínio Anodizado

Dimensões em mm











## Anexo D

Neste anexo serão expostos os trabalhos realizados na divulgação deste protótipo.

### Participação na 17ª Conferência Nacional de Física

Nesta conferência o trabalho desenvolvido foi aceite por um júri independente para realizar uma apresentação sob a forma de um poster. Nesta altura pensava-se que se iria conseguir realizar uma aquisição em 30 segundos, mas tal acabou por não ser possível nesta primeira fase. Este foi um factor que não se conseguiu alcançar ficando para melhorar no futuro. Contudo esta conferência serviu para divulgado o protótipo construído.

## **DESENVOLVIMENTO DE UM EQUIPAMENTO / ALGORITMO DE DETECÇÃO DAS APÓFISES ESPINHOSAS**

**A. Jordão<sup>1,2</sup>; P. Duque<sup>1</sup>; C. Quaresma<sup>1</sup>; P. Vieira<sup>1,2</sup>**

<sup>1</sup> Departamento de Física, Fac. de Ciências e Tecnologia da Universidade Nova de Lisboa

<sup>2</sup> Instituto de Biofísica e Eng. Biomédica, Faculdade de Ciências da Universidade de Lisboa

E-mail: altjordao@gmail.com

### **ABSTRACT**

O objectivo deste projecto é desenvolver um equipamento semi-automático e não invasivo de detecção das apófises espinhosas, com a intenção de usar os dados recolhidos numa análise tridimensional da coluna vertebral. Este projecto apresenta-se como evolução do Métrica Vertebral <sup>[1]</sup> tendo em vista uma população mais generalizada.

O software desenvolvido, utiliza uma câmara de vídeo para detectar pontos previamente marcados nas apófises espinhosas dos indivíduos a estudar e indica ao equipamento mecânico o local onde este tem de se dirigir, de forma a colocar sobre cada ponto a marca produzida por um díodo laser. Nestas condições são guardadas as coordenadas espaciais de cada apófise espinhosa.

### **1. Introdução**

As doenças relacionadas com a coluna vertebral têm vindo a aumentar no mundo devido a vários factores, entre eles podemos destacar o sedentarismo, maus hábitos alimentares, posturais e exercício físico realizado incorrectamente. A coluna vertebral, além da sustentação e protecção da medula e raízes, oferece flexibilidade essencial à movimentação do tronco, possuindo um papel importante na locomoção e no equilíbrio. Actualmente o estudo radiológico, é o método mais utilizado para avaliar as curvaturas da coluna vertebral, contudo este é um método invasivo, uma vez que o doente é sujeito a radiação ionizante <sup>[1]</sup>. Existem outras alternativas não invasivas para medir as curvaturas da coluna, contudo a maioria apenas permite estudar a coluna num plano e as que analisam a coluna em três dimensões, recorrem a câmaras de infravermelhos o que torna o equipamento muito dispendioso. Neste trabalho pretende-se desenvolver um equipamento que permita estudar a coluna vertebral em três dimensões e que seja acessível a qualquer clínica, hospital ou local onde seja necessário o estudo da coluna vertebral.

## 2. Equipamento

O equipamento é constituído por um sistema de controlo de movimento de dois eixos controlado por motores passo a passo, figura 1 (a). Na calha horizontal, encontra-se acoplada uma estrutura que suporta a iluminação, a câmara e um laser díodo, figura 1 (b). O laser díodo encontra-se fixo com uma altura e ângulo específico e será usado no cálculo da terceira coordenada.

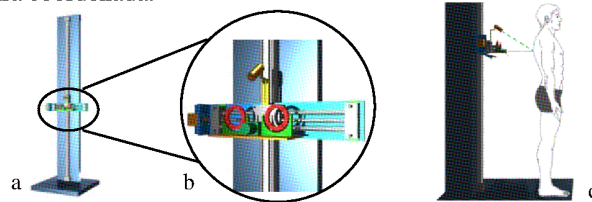


Fig.1. Esquema representativo do equipamento.

## 3. Software

O software foi desenvolvido em Matlab (programa direccionado ao cálculo numérico, análise de matrizes e processamento de sinal) com o intuito de reconhecer pontos azuis previamente marcados por um especialista com uma caneta nas apófises espinhosas dos doentes. Os pontos são reconhecidos através de processamento de imagem e as suas coordenadas são guardadas. São dadas ordens ao equipamento mecânico para mover a câmara para estas coordenadas de forma a colocar a marca do laser díodo em cima dos pontos, nesta situação é calculada através de fórmulas trigonométricas a profundidade a que o ponto se encontra (terceira coordenada). O processo é repetido para todos os pontos e no final, é criado um mapa tridimensional de cada apófise.

## 4. Conclusões

Este projecto ainda está em fase de teste mecânicos, contudo obteve-se a detecção de cada apófise em 100 ms podendo-se prever que um exame completo demore cerca de 30 segundos após marcação manual das apófises, existindo a possibilidade de varrimentos consecutivos. Os resultados retirados deste equipamento permitirão uma posterior reconstrução da coluna em 3D, de forma a poder estudar as disfunções e / ou patologias. Comparativamente ao Métrica Vertebral <sup>[1]</sup> este equipamento revela maior eficácia e precisão na aquisição de dados, sendo a sua utilização mais rápida e simples.

## REFERÊNCIAS

[1] Cláudia Quaresma; Mário Secca; João O'Neill; Jorge Branco;(2009); "Development of a Mechanical Instrument to Evaluate Biomechanically the Spinal Column in Pregnant Women"; Proc. Internacional Conference Biodevice, 310-113.



## Desenvolvimento de um Equipamento / Algoritmo de Detecção das Apófises Espinhas

A. Jordão<sup>1,2</sup>; P. Duque<sup>1</sup>; C. Quaresma<sup>1</sup>; P. Vieira<sup>1,2</sup>

1. Departamento de Física, Fac. de Ciências e Tecnologia da Universidade Nova de Lisboa  
2. Instituto de Biofísica e Eng. Biomédica, Faculdade de Ciências da Universidade de Lisboa  
E-mail: aljordao@gmail.com

### Introdução

As doenças relacionadas com a coluna vertebral têm vindo a aumentar no mundo devido a vários factores, entre eles podemos destacar o sedentarismo, maus hábitos alimentares e posturais. A coluna vertebral, além da sustentação e protecção da medula e raízes, oferece flexibilidade, possuindo um papel importante na locomoção e no equilíbrio.

Actualmente o estudo radiológico, é o método mais utilizado para avaliar a biomecânica da coluna vertebral na posição vertical, contudo é um método invasivo, uma vez que o doente é sujeito a radiação ionizante [1]. Existem outras alternativas não invasivas para medir as curvaturas da coluna, contudo a maioria apenas permite estudar a coluna num plano e as que a estudam em três dimensões, recorrem a câmaras de infravermelhos ou braços robóticos tornando-se muito dispendiosas.

### Métrica Vertebral



Equipamento mecânico não invasivo para medir as curvaturas e desvios laterais da coluna vertebral na posição vertical.

Duração do exame 7 minutos, após marcação manual das apófises espinhosas.

### Novo Instrumento Semi-Automático



- É a evolução do Métrica Vertebral.

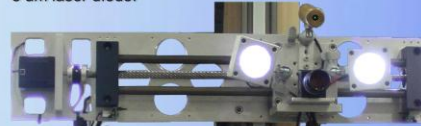
- O exame realiza-se em menos de 1 minuto após marcação manual das apófises.

- Permite obter várias aquisições, de forma rápida, possibilitando o estudo dinâmico da postura.

### Hardware:

- Sistema de controlo de movimento de dois eixos controlado por motores passo a passo.

- Estrutura horizontal que suporta a iluminação, a câmara e um laser diodo.



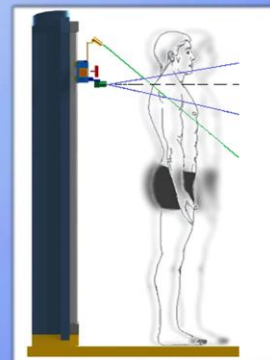
### Software:

- Reconhece pontos azuis previamente marcados por um especialista nas apófises espinhosas dos doentes.

- Indica ao equipamento mecânico para mover a câmara de forma a sobrepor a marca de um diodo laser com os pontos detectados.

- Calcula, recorrendo a fórmulas trigonométricas, a distância a que o ponto se encontra do equipamento (terceira coordenada).

O processo é repetido para todos os pontos e no final, é criado um mapa tridimensional de cada apófise espinhosa.



Aplicação do Instrumento

### Conclusões

Este projecto ainda está em fase de testes mecânicos, contudo obteve-se a detecção de cada apófise espinhosa em 100 milissegundos podendo-se prever que um exame completo demore cerca de 30 segundos após marcação manual das apófises. Existe, também a possibilidade de varrimentos consecutivos.

Os resultados retirados deste equipamento permitirão uma posterior reconstrução da coluna em 3D, de forma a poder estudar as disfunções e / ou patologias. Comparativamente ao Métrica Vertebral [1] este equipamento revela maior eficácia e precisão na aquisição de dados, sendo a sua utilização mais rápida e simples.

### Referências Bibliográficas

[1] Cláudia Quaresma; Mário Secca; João O'Neill; Jorge Branco;(2009); "Development of a Mechanical Instrument to Evaluate Biomechanically the Spinal Column in Pregnant Women"; Proc. Internacional Conference Biodevice, 310-113.

**Participação na International Conference on Biomedical Electronics and  
Devices (Biodevices 2011)**

Nesta conferência o artigo escrito foi aceite por um júri independente para publicação do mesmo na conferência com direito a uma comunicação oral do trabalho realizado.

Esta conferência acontecerá de 26 a 29 de Janeiro em Roma no ano de 2011.

## DEVELOPMENT OF VERTEBRAL METRICS

### An instrument to study the vertebral column

António Jordão

Departamento de Física, Faculdade de Ciências e Tecnologia, Universidade Nova de Lisboa, Quinta da Torre P-2829-516, Caparica, Portugal

Instituto de Biofísica e Eng. Biomédica, Faculdade de Ciências da Universidade de Lisboa, Campo Grande

P-1749-016, Lisboa, Portugal

altjordao@gmail.com

Pedro Duque

Departamento de Física, Faculdade de Ciências e Tecnologia, Universidade Nova de Lisboa, Quinta da Torre

P-2829-516, Caparica, Portugal

pedro.duque@ngns-is.com

Claudia Quaresma

CEFITEC, Departamento de Física, Faculdade de Ciências e Tecnologia, Universidade Nova de Lisboa, Quinta da Torre

P-2829-516, Caparica, Portugal

q.claudia@fct.unl.pt

Pedro Vieira

Departamento de Física, Faculdade de Ciências e Tecnologia, Universidade Nova de Lisboa, Quinta da Torre P-2829-516, Caparica, Portugal

Instituto de Biofísica e Eng. Biomédica, Faculdade de Ciências da Universidade de Lisboa, Campo Grande

P-1749-016, Lisboa, Portugal

pmv@fct.unl.pt

**Keywords:** Non-invasive instrument; Spine; Biomechanical; Image processing; Evaluation; Standing position.

**Abstract:** The purpose of this article is to present a new instrument to study the vertebral column. This device is an evolution from Vertebral Metrics (Quaresma, 2010). In this new device, the detection of the spinous process is semi-automatic, non-invasive and it is prepared to analyse the entire population. The data acquired from the instrument will allow three dimensional analysis of the vertebral column in standing position. With this instrument, hospital staff will be able to study biomechanical changes in the vertebral column due to incorrect exercise, injury, congenital malformations, obesity, pregnancies, etc. The device uses a system of movement in two axes that is controlled by software. The software uses a video camera and image processing algorithm to detect points that were previously marked in the spinous process of the individual under study. The software gives orders to the mechanic part to move the equipment to position the mark made by laser upon the spinous process. In these conditions, the spatial coordinates of the spinous process are stored and the process is repeated for the others spinous processes. A complete examination takes approximately 2 minutes and 25 seconds after manual tracing of the spine and improving is being made to the software to reach the 30 seconds mark. This instrument has the possibility of performing consecutive sweeps, for dynamic accommodation studies.



## 1 INTRODUCTION

The spinal column supports and protects the spinal cord and roots, as well as offer flexibility that is vital to the movement of the trunk.

Diseases of the spinal column have been increasing worldwide, due to several factors, in particular congenital malformations, sedentary lifestyle, incorrect eating habits, posture and exercise. In many of these factors, the study of the spinal curvature will be an important tool to detect and try to solve them.

The radiological studies are the most widely used methods for assessing the spinal column curvatures; however these are invasive, since the patient is subjected to ionizing radiation. (Quaresma, 2009a)

There are other non-invasive alternatives for measuring the curvature of the spinal column, yet most of them only allow the study of one plane and those that analyse the spinal column in three dimensions normally use infrared cameras (Vismara, 2010) making the equipment very expensive.



Figure 1: Image of Vertebral Metrics.

Vertebral Metrics (Figure 1) is a non-invasive mechanical apparatus that was built to identify the X, Y and Z positions of each vertebra, from the first cervical vertebra to the first sacral vertebra (Secca, 2008). In a global way Vertebral Metrics evaluates the curvatures and lateral deviations of the spinal column in the standing position. (Quaresma, 2009a, 2009b, 2009c)

In the Vertebral Metrics the examiner, starts by marking on the skin of the person under study the spinous processes, from the first cervical vertebra to the first sacral vertebra, using a washable pen. The evaluation starts by placing the first horizontal piece in the occipital region. Then it is necessary to move each piece and place it in line with each mark. In this device the data collection takes about seven minutes after the manual marking. (Quaresma, 2009b, 2010)

The aim of this study is to improve the Vertebral Metrics and take a step forward, performing an automated measurement of the spine column. With this new equipment the tests will be faster, simpler and with a better resolution.

In this new device the same method of tagging the spinal processes is going to be used, but instead of a manual measuring, the device will perform it automatically.

For a better understanding of how the instrument works, the axis system used will be defined as following: the transversal distance as our X coordinate, the antero-posterior distance as the Y coordinate and the height as Z coordinate.

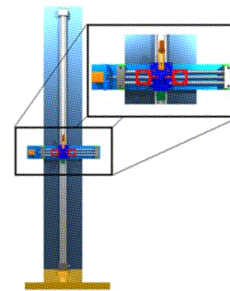


Figure 2: Aspect of the instrument

To measure the distance between the device and the spinal process (Y), a CCD camera, a laser diode and a lighting system were used. To get an accurate measurement of the Y distance it is necessary that the laser spot and the skin mark be coincident. So this apparatus was assembled over a high precision X, Z positioner (Figure 2). In order to control the X, Z movement an image processing software was develop to find the spinal processes marks and laser spot, so we can calculate the necessary movements of the system. When laser spot and spinal process marks are coincident the system stores the X, Y, Z coordinates.

When the acquisition is done all the data is collected by the software and stored it in a single file, for further offline processing.

## 2 MECHANICAL SYSTEM – X/Z POSITIONER

There were two main goals for the mechanical structure: resolution and speed. The instrument was constructed based on the following pre-requisites:

- The mechanical system should move all the hardware necessary for the image acquisition in

two directions, up and down (Z direction), left and right (X direction).

- Must move 2000 mm in Z and 300 mm in X.
- Resolution must be better than 0.5 mm.
- Travel speed, must move 1000 mm in Z direction in 30s (33.3 mm/s).
- Must move in X direction fast enough to position the camera and laser before the system arrives at the corresponding Z position.
- Must have a communications protocol controlled by software.

For the Z positioner a 2 meters DryLin ZLW belt drive from Igus™ was used. It travels 66 mm per revolution, and supports speeds up to 5 m/s. The X positioner is a linear slide table DryLin SHTS Fast. It has a high helix pitch leadscrew providing high speed positioner, 50 mm per revolution.

The motors are step by step motor type, for precision positioning, each step rotates the motor shaft  $0.9^\circ$ , so a full rotation or revolution is 400 steps ( $360^\circ / 0.9^\circ = 400$ ). For increased torque, motor Z has a gear box that reduces 7 revolutions to 1 (7:1).

Knowing this we can define the resolution for the positioners:

Axe	[Step/rev]	[mm/rev]	Resolution [mm/step]
X	400	50	0.125
Z	$400 \times 7 = 2800$	66	0.024

Table 1: Resolution of the positioners

The selected motors are both from Lin Engineering™. In terms of Z direction a high torque bipolar motor, model 5709L-01P with 1 Nm of maximum torque and 6.25 rev/s maximum speed. The X motor, is a high torque bipolar motor, model 4209L-01P with 0.35 Nm of maximum torque and 18.75 rev/s maximum speed. Both motors have independent drivers from Lin Engineering™, model R325. These drivers provide smooth motor rotation and micro stepping configuration, also includes Pole Damping Technology™ (PDT) that enhances step motor performance by dampening each full step in order to create a more accurate and smooth motion profile.

The motion and control of the motors will be performed by a microcontroller PIC16F877 from Microchip™. This microprocessor will work with a 16MHz clock and independently generate the two pulse clocks for step by step motion of the motors. It will also monitor limit switches, control serial RS232 communications and control laser and lights relays.

In terms of RS232 communication a protocol was developed based on instructions and replies, the microprocessor will be a slave system, i.e., will only answer and execute commands from the PC.

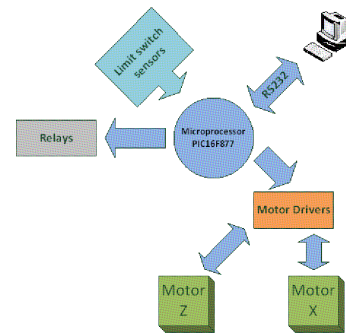


Figure 3: Scheme of the communication system.

### 3 CALCULATION OF DISTANCE USING THE LASER DIODE MARK

The laser diode is situated on top of the camera in a fixed height and angle. Through trigonometric equations the distance between the equipment and the individual that is under study can be calculated.

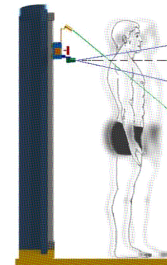


Figure 4: Representation of the measurement of the antero-posterior distance.

In the Figure 4 the blue lines represent the viewing angle of the camera and the green line represents the laser beam.

Knowing the angle of the laser diode, angles of the camera, the real dimensions of each pixel in the reference plane (orange plane), as well as the distance between the reference plane and the focal centre of the camera, the distance between the laser



diode mark and the focal plane of the camera can be obtained.

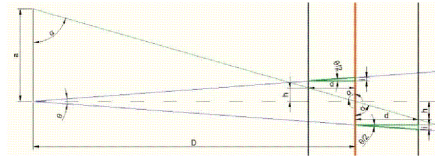


Figure 5: Scheme to demonstrate the calculation of the Antero-posterior distance.

$$\text{Distance} = D - d \quad (1)$$

Distance – Distance between the camera and the measuring point

D - Distance between the camera focal plane and the orange plane (reference plane)

d - Variation of distance between the person under study and the reference plane

The variable d is positive when the plane under study is on the left of the reference plane otherwise is negative. The variable d is calculated using following formula:

$$d = h \times \tan(\alpha) \quad (2)$$

$\theta$  – Vertical viewing angle of the camera

h – Real height of the mark of the laser diode

The viewing angle of a camera is the maximum angle at which two light beams can intersect at the secondary focal point (O, Figure 6). In other words, the viewing angle is the maximum angle of vision of the camera. The viewing angle depends on the focal length as well as the dimensions of the sensor. The viewing angle is higher when the sensor is larger and when the focal length is lower. (Hecht, 2002)

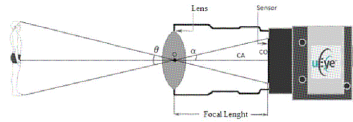


Figure 6: Representation of the viewing angle of the camera.

From the observation of Figure 6 the value of the viewing angle of the camera is obtained through the following equations:

$$\theta = 2\alpha \quad (3)$$

$$\tan\left(\frac{\theta}{2}\right) = \frac{S/2}{f} \quad (4)$$

where:

$$\theta = 2 \tan^{-1}\left(\frac{S}{2f}\right) \quad (5)$$

$\theta$  – Viewing angle of the camera

S – Sensor dimension

f – Focal Length

With the viewing angle of the camera and the distance that the individual under study is from the reference plane (d), is possible to know the real dimension of the viewing window of the camera as well as the real value of each pixel in the plane under study. The real value of each pixel can be used to indicate the precise location, to which the mechanical instrument has to move in order to put the laser mark on top of the blue points.

To calculate the real value of each pixel for a specific distance of the subject under study, the following formula was applied:

$$P = \left[ \frac{\left(\frac{R}{2}m\right) - \tan\left(\frac{\theta}{2}\right)d}{\frac{R}{2}} \right] \quad (6)$$

If the pixel coordinate of the laser mark is less than half of the camera resolution in the vertical axis. Otherwise P is given by:

$$P = \left[ \frac{\left(\frac{R}{2}m\right) + \tan\left(\frac{\theta}{2}\right)d}{\frac{R}{2}} \right] \quad (7)$$

m – Real dimension of the pixel in the reference plane

R – Sensor Resolution

P – Real value of the pixel in the plane under study

Knowing the real pixel dimension is possible to calculate h.

$$h = \left(\frac{R}{2} - p\right)P \quad (8)$$

p – Vertical pixel coordinate of the laser

Solving equation 2 in order to d and replace the result in equation 1, it was found that the distance is given by:

$$\text{Distance} = D - \left[ \frac{\left(\frac{R}{2} - p\right) m \tan(\alpha)}{1 + \frac{\left(\frac{R}{2} - p\right) \tan\left(\frac{\theta}{2}\right) \tan(\alpha)}{\frac{R}{2}}} \right] \quad (9)$$

If the pixel coordinate of the laser mark is less than half of the camera resolution in the vertical axis. Otherwise:

$$\text{Distance} = D - \left[ \frac{\left(\frac{R}{2} - p\right) m \tan(\alpha)}{1 - \frac{\left(\frac{R}{2} - p\right) \tan\left(\frac{\theta}{2}\right) \tan(\alpha)}{\frac{R}{2}}} \right] \quad (10)$$

If the person under study is at 33 cm from the equipment, and using a Eye camera model 1440 (resolution 1024x1280) the resolution given by the software on the vertical plane is expected to vary from 0,04 to 0,07 mm, and on the horizontal plane 0,05 to 0,1 mm (value of the pixel).

#### 4 DETECTION OF THE SPINOUS PROCESSES

To develop the software for detecting spinous process we used Matlab (MATrix LABoratory, a numeric computer environment for programming), where respectively, the processing code and image analysis, as well as functions for communication with the mechanical equipment were created.

The first step in the development of the software to detect the spinous process consisted of choosing the marker to sign the spinous process in the skin. For this purpose, several tests were made to find the best marker, this tests were made to see how the markers behaved in the skin. It was observed that if the ink of the marker spread in contact with the skin the marker could not be used, because the detection of the point would become harder or could even fail. The tests showed that skin has mainly the red and green components in a RGB camera, so the blue will be the best bet for the marker.

As the processing and image analysis is based on logical operators, it was necessary to binarize the image. However, since the processing of the image in terms of the detection of the points and the laser mark had to be done in real time and as swiftly as possible, complex binarization algorithms could not be used. Therefore, it was decided to make a binarization by comparing the green and blue components of the image to detect the blue marks.

This binarization option is the result of tests performed with the markers. It was observed that only the area of the blue mark had the blue image component higher than the green. In other areas of the skin, the red component of the image dominated, followed by the green and finally blue. More tests

must be performed to see if this is compatible with all skin types (Caucasian restricted at this point), but for now this feature was taken in advantage to make the image binarization.

An opening operation was applied to the image in order to reduce the artefacts caused by binarization. This operation is the result of an erosion followed by dilatation of the image with the same mask. This image processing operation keeps only the structures that are similar to the mask, and also the ones that are contained within the area of those same structures.

After this treatment, an algorithm of connected components (Gonzalez, 2002, 2004) was applied to the image. This algorithm allows the detection of objects in binarized images.

Following the detection of objects and using image analyses the dimensions and centroids of the objects were calculated. Subsequently, some comparisons were made to test whether the object being analyzed is actually the point made by the marker or not. If the object detected is really a mark, its coordinates are stored.

The detection of the laser mark is made in a similar manner to that used in the detection of the points, yet its binarization is different.

To find the mark position of the laser diode the red component of the image is compared with the green component. When the green component has a higher level than the red component this means that it is in the area of the laser mark.

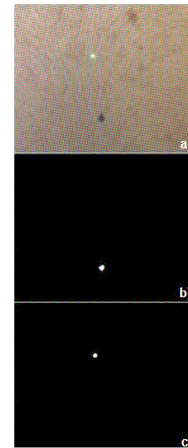


Figure 7: Aspect of the blue and green laser mark on the skin (a); Binarization plus opening operation of the blue mark (b); Binarization of the laser mark (c).

In order to move the mechanical equipment to put the mark of the laser diode on top of the blue dots it is necessary to calculate the distance from the laser point to the blue point in pixels and convert it into real values. For this conversion a reference in the image is needed, the reference used was the mark of the laser diode. The mark of the laser diode was also used to calculate distances allowing us to calculate the third spatial coordinate of the blue mark (Muljowidodo K, 2009).

When the equipment is on the right spot, the software will store the Y coordinate of the spinal process and will indicate to the hardware (mechanical system) the exact moment when it must save the X and Z coordinates.

## 5 CONCLUSIONS

This project is still in the test stage, but it already managed to detect each spinal process in 95 ms and a complete examination after manual tracing of the spinal process is taking 2 minutes and 25 seconds. This time can be improved if the software code is change for a C language format, most of this time is being expended in the communication, our goal is to reach the 30 second mark. The initial intend is to analyze 25 spinal processes from the first cervical vertebra to the first sacral vertebra in the standing position, in the same exam. This option can be explained by the method used for the manual marking by palpation and also due to the difficulty in visualizing the spinal processes that are near the hair line. In the measurements made with the equipment it was obtained a maximum error of 1.3 mm in Y, 0.6 mm in X and 0.4 mm in the Z coordinate, taking into account that the markers have 2 mm in diameter this result is acceptable. However further tests must be made to improve the detection of the markers as well as a comparison test to validate the instrument. At this moment tests are being made with florescent markers, confident that this will work for all skin types.

This equipment will allow the possibility of consecutive sweeps allowing the analysis of the dynamic postural adjustments of the spine. The results obtained with this apparatus will allow a posterior spinal reconstruction in three dimensions and the calculus of the intervertebral forces. This instrument will contribute for a detailed study of the dysfunctions and / or pathologies of the spinal column.

This device will promote a more efficient and accurate data acquisition, and it will allow a faster

and simpler mode to study the curvatures and lateral deviations of the column. The data acquired from the device can be used in the future to study the vertebral discs stress and will take a key role in the biomechanical study of the spinal column.

## REFERENCES

- Gonzalez, R.; Woods, R.; (2002); Digital Image Processing; (2th ed.) Prentice Hall.
- Gonzalez, R.; Woods, R.; Eddins, S.; (2004); Digital Image Processing using Matlab; Prentice-Hall.
- Hecht, E.; (2002); Óptica; (2th ed.) Fundação Calouste Gulbenkian
- Muljowidodo K.; Mochammad A. Rasyid; SaptoAdi N & Agus Budiyono; (2009); Vision based distance measurement system using laser pointer design for underwater vehicle; Indian Journal of Marine Sciences Vol. 38(3), pp. 324-331
- Quaresma, C.; Secca M.; O'Neill J.; Branco J.; (2010); Vertebral Metrics: Application of a Mechanical Instrument to Evaluate the Spinal Column in Pregnant Women; International Conference: Biodevice
- Quaresma, C.; Secca M.; O'Neill J.; Branco J.; (2009a); Development of a Mechanical Instrument to Evaluate Biomechanically the Spinal Column in Pregnant Women; International Conference: Biodevice, 310-113.
- Quaresma, C.; João, F.; Fonseca, M.; Secca, M.; Veloso, A.; O'Neill, J.; Branco, J.; (2009b); Validation of Vertebral Metrics: a mechanical instrument to evaluate posture of the spinal column; O. Dössel and W.C. Schlegel (Eds): WC IFMBE Proceedings 25/VII, 711-713.
- Quaresma, C.; Secca, M.; O'Neill, J.; Branco, J.; (2009c); Métrica Vertebral: Instrumento de Avaliação Biomecânica da Coluna Vertebral; III Congresso Nacional de Biomecânica.
- Secca, M.; Quaresma, C.; Santos, F.; (2008); A Mechanical Instrument to Evaluate Posture of the Spinal Column in Pregnant Women. In IFMBE Proceedings 4th European Conference of the International Federation for Medical and Biological Engineering. 23-27
- Vismara L.; Menegoni F.; Zaina F.; Galli M.; Negrini; Capodaglio S.; (2010); Effect of obesity and low back pain on spinal mobility: a cross sectional study in women; Vismara et al. Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation 7:3.

## Anexo E

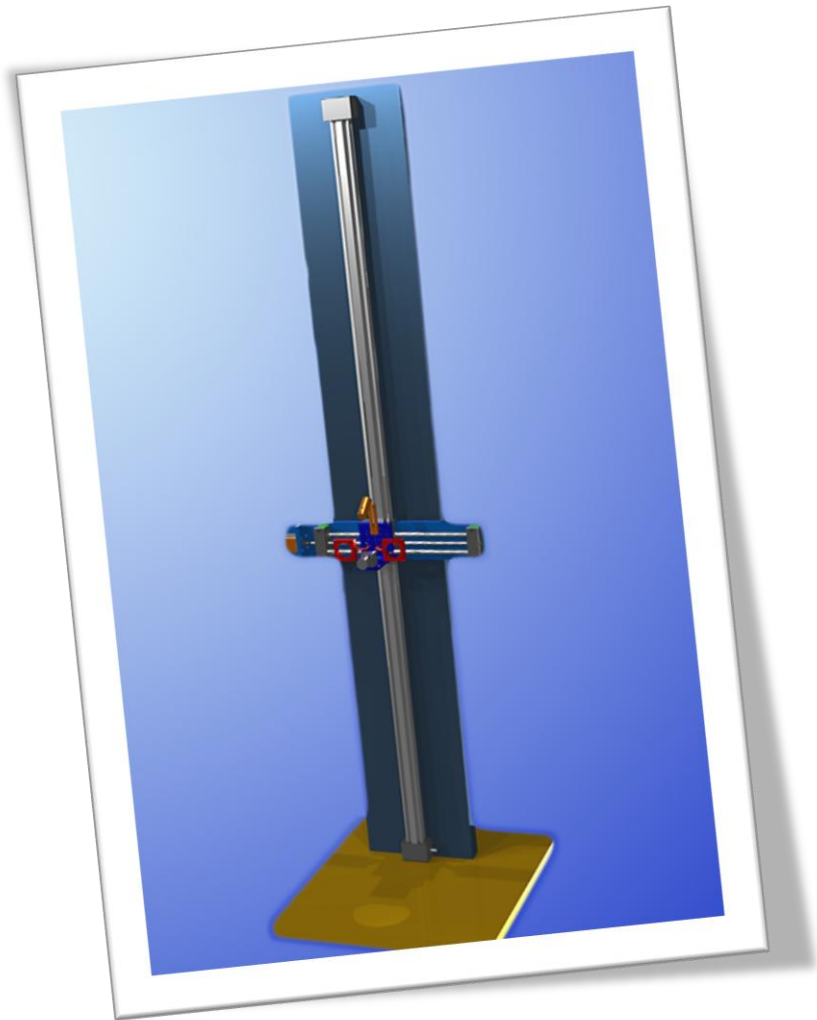
### Manual do Utilizador

Este manual contém informações essenciais sobre o manuseamento do software de detecção. Apesar da maioria dos processos ser independente do utilizador, este tem de iniciar o processo de detecção fazendo o posicionamento manual do equipamento. Este manual pretende explicar de uma forma clara o modo de funcionamento da interface gráfica e a forma como o utilizador deve de interagir com ela.

# Manual do Utilizador

## **Desenvolvimento do Métrica Vertebral**

Um instrumento para estudar a coluna vertebral



## Índice

<b>Início.....</b>	<b>3</b>
Conteúdo.....	3
Como começar.....	4
 <b>Interface de Posicionamento Manual.....</b>	<b>5</b>
 <b>Deteccção das apófises espinhosas.....</b>	<b>8</b>

## 1. Início

### 1.1 Conteúdo

O equipamento é constituído por duas calhas que permitem o movimento, dois motores passo a passo, um conjunto de iluminação, uma câmara e um díodo laser. Além do equipamento descrito existe uma rack que contem as fontes de alimentação do instrumento, assim como placas de controlo e um computador com o Windows XP, onde corre o software de detecção e controlo do movimento. Juntamente com a rack existe ainda um teclado, um rato e um monitor.

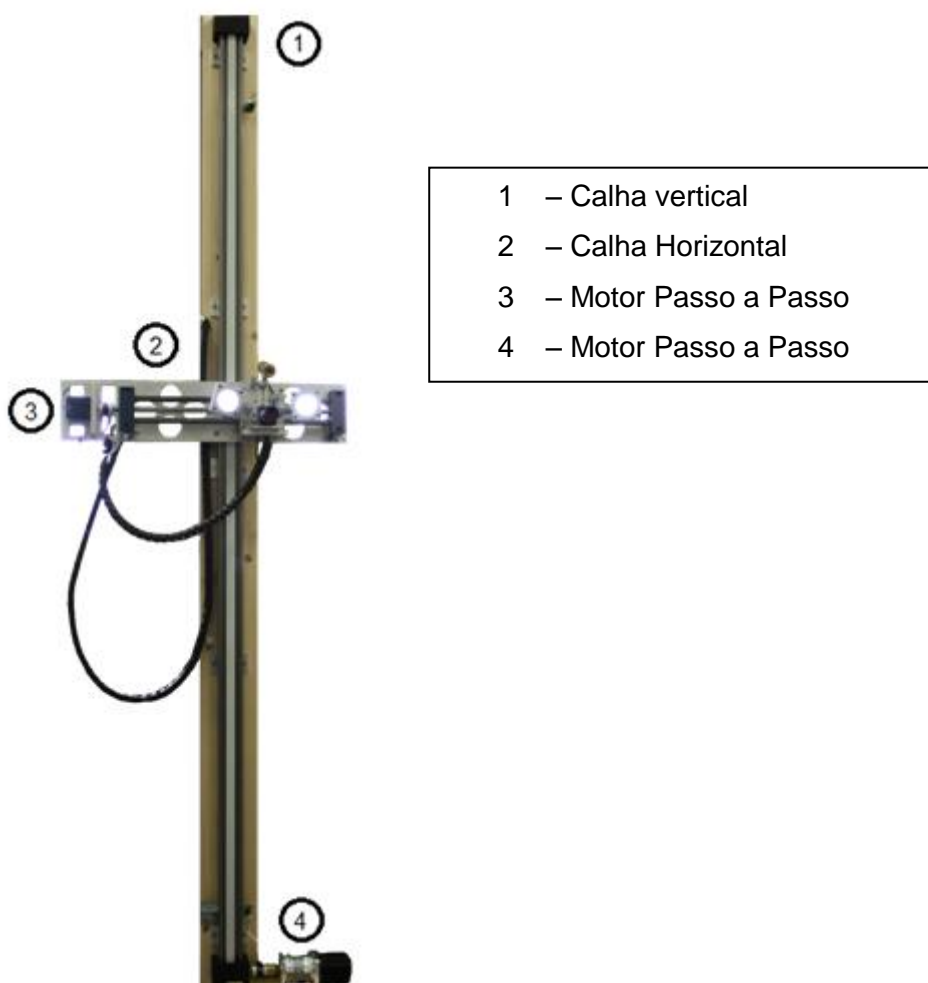


Figura 1: Instrumento

## 1.2 Como Começar

Para realizar uma aquisição tem que ligar primeiro o computador, assim que o Windows tiver iniciado, faça duplo clique sobre o ícon que se encontra no desktop (figura 2). Assim que tiver realizado estes passos o programa vai iniciar-se sozinho e verificar as ligações com o equipamento.



Figura 2: Ícon

No caso de a porta série estar mal conectada aparecerá o seguinte aviso:

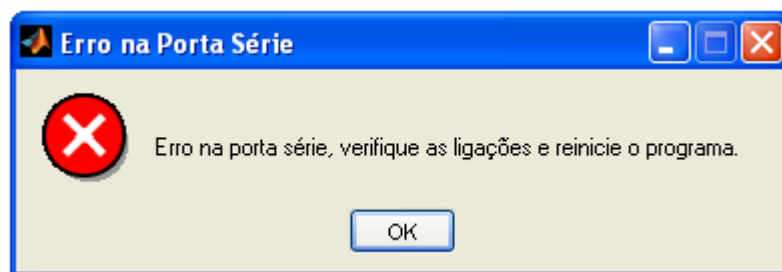


Figura 3: Erro na Porta Série

Ao carregar no OK, o programa fechar-se-á automaticamente e deverá confirmar as ligações antes de reiniciar o programa.

No caso do problema de ligação ser na ligação da câmara, aparecerá um aviso semelhante e deverá proceder do mesmo modo verificando as ligações.

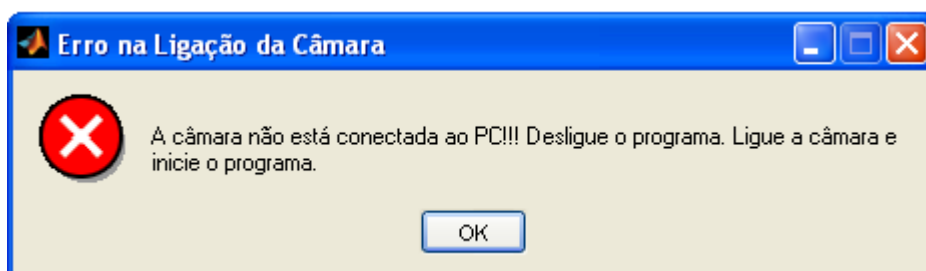


Figura 4: Erro na Ligação da Câmara

Se as ligações estiverem todas correctas aparecerá automaticamente um pop up menu.



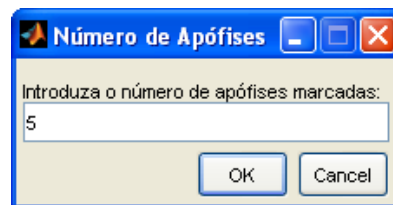


Figura 5: Número de Apófises

Nesta janela deve ser introduzido o número de apófises espinhosas marcadas nas constas do individuo sobre estudo.

Seguidamente surgira mais um pop up menu.

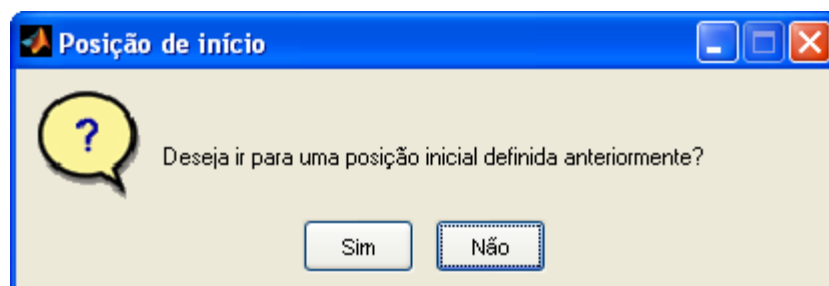


Figura 6: Posição de início

Desta vez o utilizador deverá responder se deseja ir para uma posição inicial definida anteriormente. O propósito desta janela é facilitar a vida ao utilizador, não o obrigando a usar em demasia a interface de posicionamento manual.

Quando responder a esta janela, aparecerá a interface de posicionamento manual.

## 2. Interface de Posicionamento manual

Simultaneamente com a interface de posicionamento manual aparece, aparece uma janela com as instruções de manuseamento.

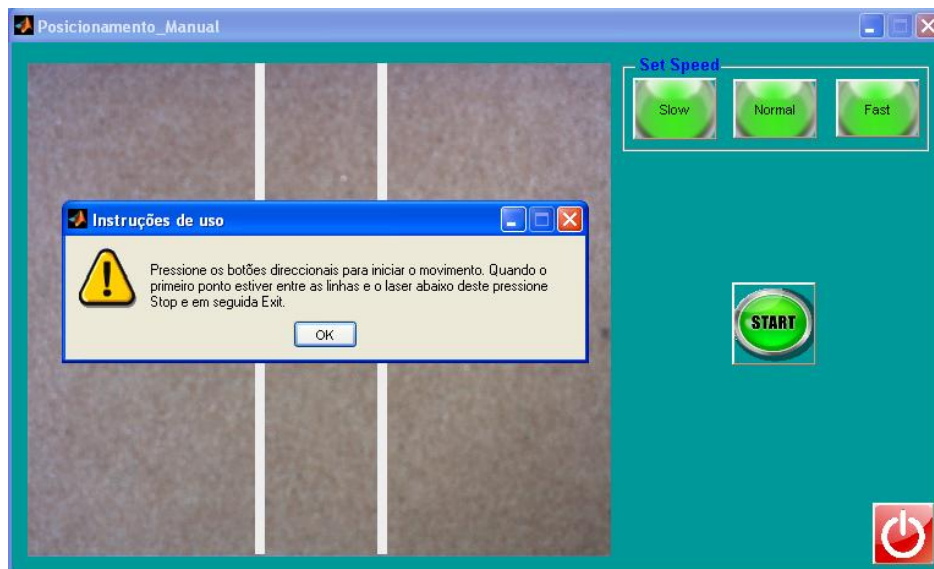


Figura 7: Instruções do Posicionamento Manual

O utilizador deverá carregar no OK para fechar a janela com as instruções e em seguida pressionar o botão START. Quando este botão é pressionado surgem quatro setas direccionais. Estas setas deverão ser utilizadas para colocar os pontos entre as linhas brancas e o laser abaixo destes.

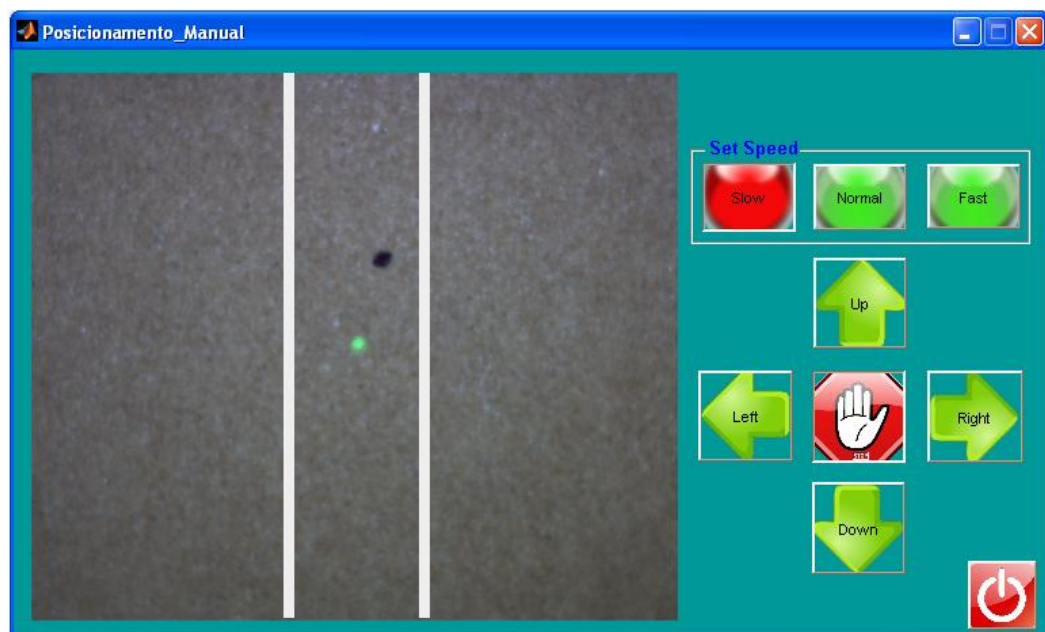


Figura 8: Posicionamento Manual

Para facilitar o posicionamento existem três opções de velocidade, Slow, Normal e Fast. A velocidade que se encontra seleccionada, altera a cor do botão de verde para vermelho.

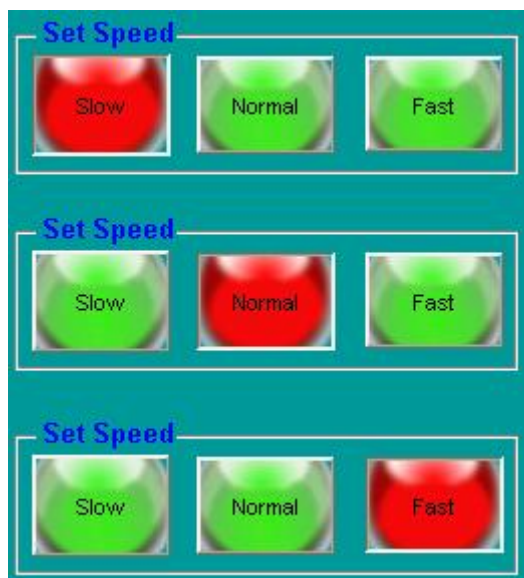


Figura 9: Definir velocidades do Posicionamento Manual

Relativamente ao movimento com as setas direccionais, a cor da seta seleccionada também fica a vermelho. Quando uma seta é seleccionada o equipamento inicia o movimento nessa direcção, o movimento é interrompido quando outra seta é pressionada ou quando é pressionado o botão de STOP.

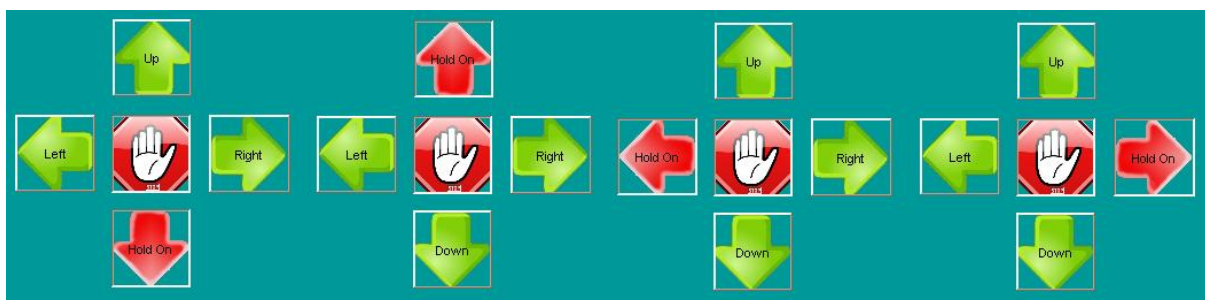


Figura 10: Setas direccionais do Posicionamento Manual

Quando o botão de STOP é pressionado as setas direccionais desaparecem aparecendo novamente o botão de START. Se pretender iniciar novamente o posicionamento basta carregar no START que as setas direccionais voltaram a aparecer.

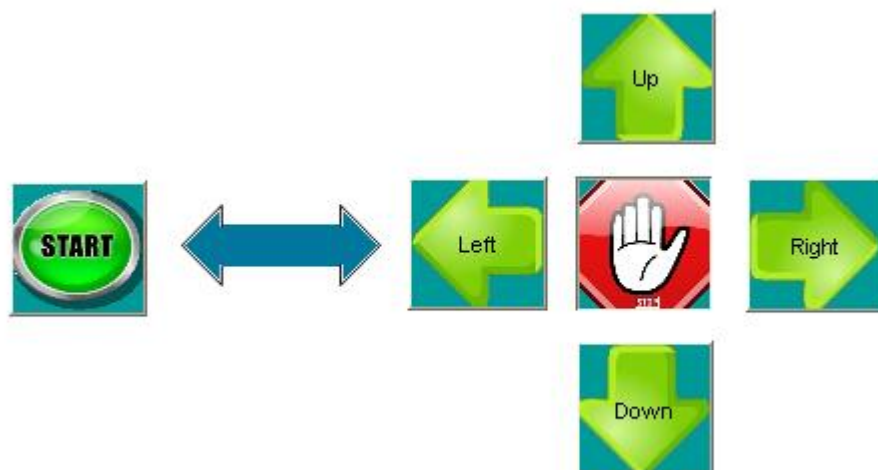


Figura 11: Início

Assim que o posicionamento estiver concluído, basta fechar a janela pressionando o botão de saída, no canto inferior direito.



Figura 12: Sair

A partir deste momento será iniciada a procura automática pelas apófises espinhosas.

### 3. Detecção das apófises espinhosas

Enquanto o programa se encontra a realizar a pesquisa pelas apófises espinhosas é mostrado ao utilizador um barra de estados. Esta barra é meramente indicativa, servindo apenas para indicar ao utilizador que o programa se encontra em funcionamento.

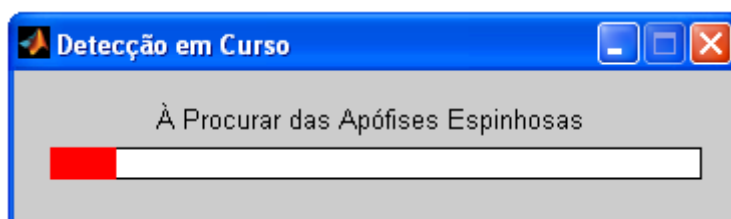


Figura 13: Detecção em Curso

No caso de não terem sido detectadas apófises espinhosas aparecerá um aviso a dizer que não foram detectadas.

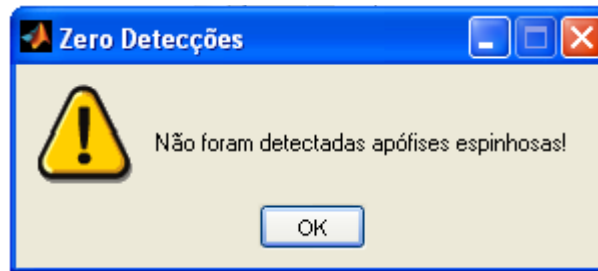


Figura 14: Zero Detecções

Ao pressionar OK, aparecerá uma janela onde se pergunta se deseja realizar nova aquisição, caso responda SIM, o programa indicará ao instrumento para voltar à posição inicial e será mostrado ao utilizador novamente a interface gráfica.

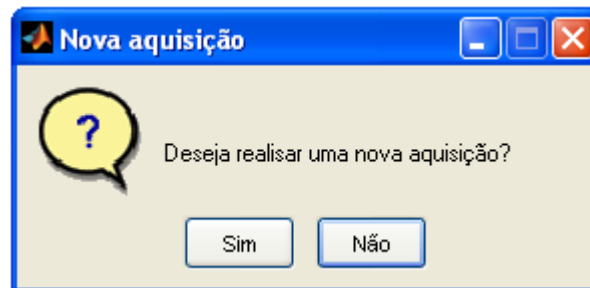


Figura 15: Nova Aquisição

No caso de terem sido encontradas apófises mas não no número esperado aparecerá um pop up menu com esse valor, contudo estas detecções não serão contabilizadas. E aparecerá seguidamente a janela a perguntar ao utilizador se deseja realizar uma nova aquisição.

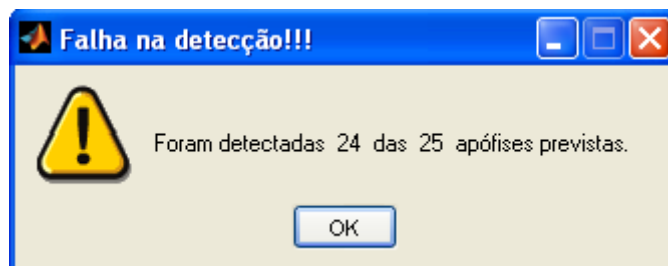


Figura 16: Falha na detecção

Quando são detectadas as apófises espinhosas no número correcto, surgirá um pop up menu que pergunta ao utilizador se este pretende guardar os dados.

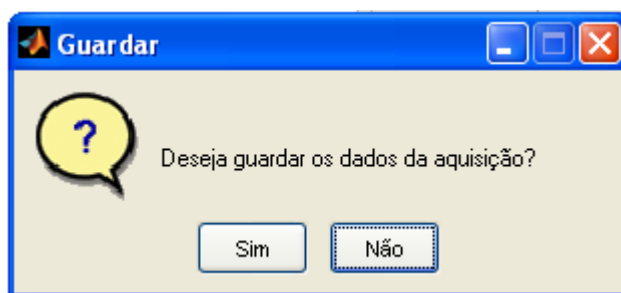


Figura 17: Guardar

Se o utilizador escolher gravar os dados surgirá a seguinte janela onde este pode escolher o local e o nome onde irá ser guardado o ficheiro com os dados.

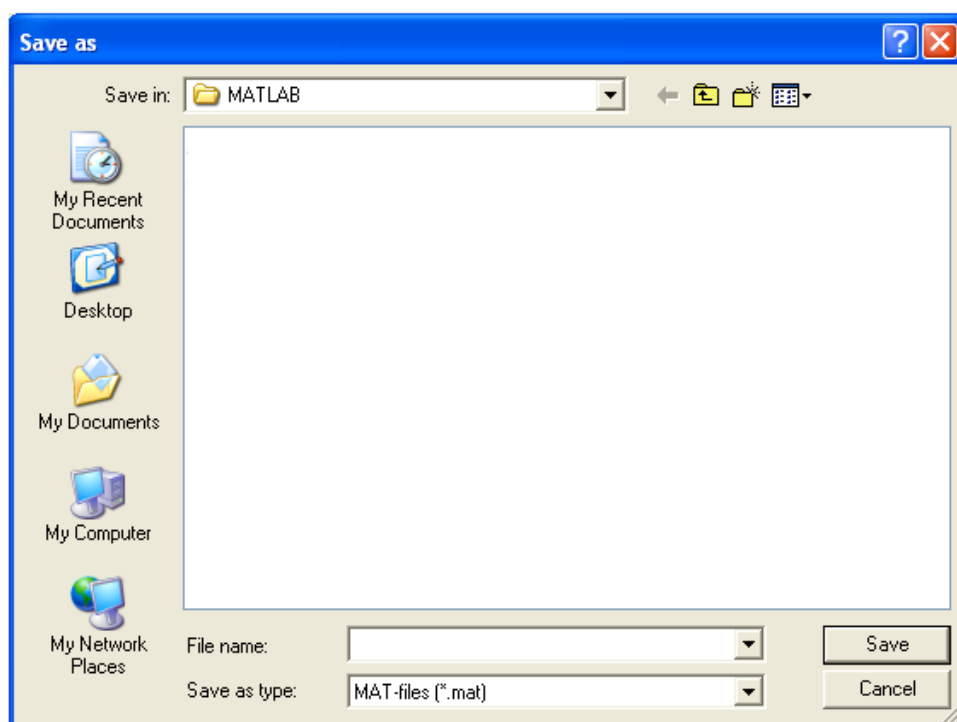


Figura 18: Guardar

Se por acaso o utilizador Cancelar o processo antes de os dados terem sido guardados surgirá um aviso.

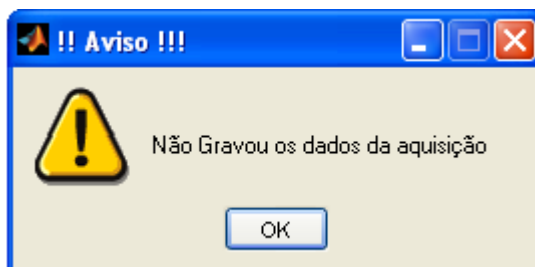


Figura 19: Aviso: Não guardou os dados

Se o utilizador realizar várias aquisições, no final ainda tem a hipótese de guardar todos os dados juntos.

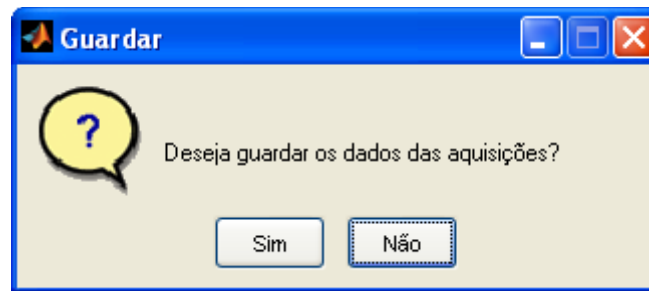


Figura 20: Guardar os dados de todas as aquisições

Se durante o processo de detecção acontecer alguma falha na comunicação do software com o hardware surgirá um pop up menu de erro para avisar o utilizador.

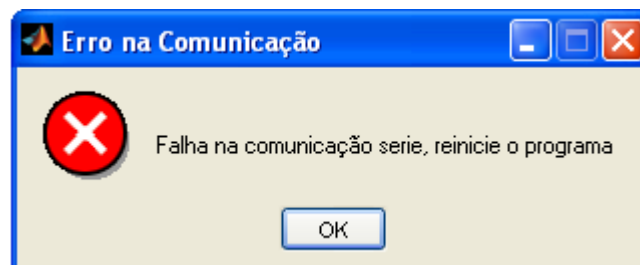


Figura 21: Erro na Comunicação

Se tal janela aparecer basta carregar no OK, o programa terminará automaticamente e basta executá-lo de novo para realizar nova aquisição.

Se o botão de emergência for pressionado quando o programa está a ser executado, este será interrompido automaticamente surgindo o seguinte aviso.

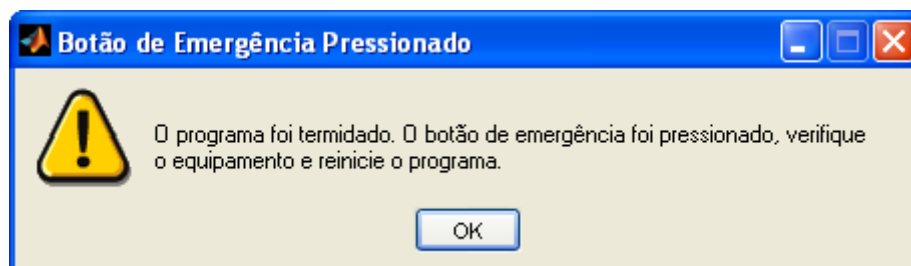


Figura 22: Botão de emergência pressionado

Quando o utilizador carregar no OK, o programa será fechado. Antes de voltar a executar o programa convém verificar se está tudo em ordem com o instrumento.